

VŠB – Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky

DIPLOMOVÁ PRÁCE

2019

Bc. Ladislav Baleja

VŠB – Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

**Vývoj modulu systému FOTOM 2008 Plus
pro automatické segmentace nosních dutin na snímcích CT
za účelem následného vyhodnocení**

**Development of FOTOM 2008 Plus Module for Automatic
Segmentation of Nasal Cavities in CT Imaging for
Subsequent Evaluation**

2019

Bc. Ladislav Baleja

Zadání diplomové práce

Student: **Bc. Ladislav Baleja**

Studijní program: N2649 Elektrotechnika

Studijní obor: 3901T009 Biomedicínské inženýrství

Téma: **Vývoj modulu systému FOTOM 2008 Plus pro automatické segmentace nosních dutin na snímcích CT za účelem následného vyhodnocení**
Development of FOTOM 2008 Plus Module for Automatic Segmentation of Nasal Cavities in CT Imaging for Subsequent Evaluation

Jazyk vypracování: čeština

Zásady pro vypracování:

1. Obecné principy segmentace nosních dutin zachycených na snímcích. Stručné - cílem je uvedení do oblasti nosních dutin.
2. Specifická problematika segmentace nosních dutin. Stručně - formulovat s ohledem na potřebu zavedení pojmů pro následující řešení.
3. Princip ("algoritmus") hodnocení segmentace nosních dutin ze snímku CT lékařem. Popis postupu lékaře při hodnocení snímku, jaké jevy, oblasti na snímku hledá a jak je eventuálně hodnotí - kvalitativně, kvantitativně.
4. Zpracování obrazu v systému FOTOM 2008 Plus. S ohledem na postup lékaře, tj. "jak vyhledává nosní dutiny lékař v obraze", posoudit možnosti použití systému pro napodobení tohoto algoritmu experimentováním s vybranými snímky.
5. Automatizované zpracování vybraných snímků systémem FOTOM 2008 Plus a zhodnocení výsledků. Pokud se ukáží výsledky dosažené v bodu 4 jako nadějně, provést zhodnocení vybrané sady snímků automatizovaně, porovnat s hodnocením provedeným standardně lékařem.
6. Statistické zhodnocení výsledků pro vybranou skupinu pacientů. Provést statistické zhodnocení výsledků metodami matematické statistiky na souboru dat pacientů, provést diskusi výsledků s ohledem na použité metody statistického zpracování.
7. Celkové zhodnocení výsledků dosažených v diplomové práci. Dále vypracujte uživatelskou a programátorskou dokumentaci.

Seznam doporučené odborné literatury:

- [1] GONZALEZ, Rafael C. a Richard Eugene WOODS. *Digital image processing*. 3rd ed. Upper Saddle River: Pearson Prentice Hall, c2008. ISBN 978-0-13-168728-8..
- [2] JAN, Jiří. *Medical image processing, reconstruction and restoration: concepts and methods*. Boca Raton: Taylor & Francis, 2006. ISBN 0-8247-5849-8.
- [3] LIANG, Daniel. *Introduction to Java Programming, Comprehensive*. Upper Saddle River, New Jersey: Pearson Education, Inc., 2015. ISBN 13 978-0-13-376131-3.
- [4] LIČEV Lačezar. *Systém FOTOM-NG, architektura, funkce a použití*. Praha: BEN - technická literatura, 2015. ISBN 978-80-7300-521-4.
- [5] SOJKA, Eduard. *Digitální zpracování a analýza obrazů*. Ostrava: VŠB - Technická univerzita Ostrava, 2000. ISBN 80-7078-746-5.

Formální náležitosti a rozsah diplomové práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

Vedoucí diplomové práce: **prof. Ing. Lačezar Ličev, CSc., prof.h.c.**

Konzultant diplomové práce: **Ing. Jan Kubiček, Ph.D.**

Datum zadání: 01.09.2018

Datum odevzdání: 30.04.2019



doc. Ing. Jiří Koziolek, Ph.D.
vedoucí katedry



prof. Ing. Pavel Brandštetter, CSc.
děkan fakulty

Prohlášení studenta

Prohlašuji, že jsem tuto diplomovou práci vypracoval samostatně. Uvedl jsem všechny literární prameny a publikace, ze kterých jsem čerpal.


.....
Ladislav Baleja

Datum odevzdání diplomové práce: 30. 4. 2019

Poděkování

Chtěl bych poděkovat prof. Ing. Lačezaru Ličevovi, CSc., prof.h.c., za vedení mé diplomové práce, cenné rady a odborný dohled. Dále bych chtěl poděkovat MUDr. Petrovi Matouškovi Ph.D., MBA a MUDr. Petře Koblížkové za spolupráci v oblasti anatomie a v neposlední řadě mé rodině a přátelům za podporu při studiu.

Abstrakt

Diplomová práce se zabývá vývojem modulu pro systém *FOTOM 2008 Plus*. Systém FOTOM byl vytvořen jako fotogrammetrický systém pro analýzu a hodnocení objektů na snímcích. Ten slouží k následnému hodnocení dutin. Diplomová práce je rozdělena do několika částí. V první části se zabývám problematikou segmentace paranazálních dutin a jejich anatomickou stavbou. Následující část je zaměřena na výběr vhodného typu filtru CT snímků. Dále byl vytvořen modul využívající aktivní kontury pro detekci objektů na CT snímcích a vytvoření výstupních textových souborů obsahující informace o objektech na snímcích. V poslední části je uveden návrh statistického řešení pro budoucí výzkum na klinice otorinolaryngologie a chirurgie hlavy a krku ve Fakultní nemocnici Ostrava. Systém *FOTOM 2008 Plus* s tímto modulem je zde využíván jako nástroj pro měření objemu paranazálních dutin.

Klíčová slova

Dutina nosní, vedlejší dutiny nosní, výpočetní tomografie, aktivní kontury, segmentace

Abstract

This diploma thesis deals with development module of the FOTOM 2008 Plus. The FOTOM was created as a photogrammetric system for analyzing and evaluating objects in images. It is used for subsequent evaluation of cavities. The thesis is divided into several parts. In the first part I deal with the problems of the segmentation paranasal sinuses and their anatomical structure. The following section focuses on selecting the appropriate filter in CT images. In addition, module was created using active contours to detect objects in CT images and create an output text file containing information about objects in the images. In the last part there is a proposal of a statistical solution for future research at the department of otorhinolaryngology and head and neck surgery at the University hospital Ostrava. Here the *FOTOM 2008 Plus* with module is used as a tool for measuring the volume of paranasal sinuses.

Key words

Nasal cavity, paranasal sinuses, computed tomography, active contour, segmentation

Obsah

Seznam použitých symbolů a zkratek	10
Seznam obrázků	11
Seznam tabulek.....	13
Úvod.....	14
1 Rešerše	15
1.1 Comparison between Manual and Semi-automatic Segmentation of Nasal Cavity and Paranasal Sinuses from CT Images.....	15
1.2 Semi-Automatic Segmentation of Paranasal Sinus from CT images Using Fully Convolutional Networks.....	16
1.3 A Fuzzy-C-Means Clustering Algorithm for a Volumetric Analysis of Paranasal Sinus and Nasal Cavity Cancers.....	17
1.4 Computed tomography-based volumetric tool for standardized measurement of the maxillary sinus	19
1.5 Sensitivity of nasal airflow variables computed via computational fluid dynamics to the computed tomography segmentation threshold	21
1.6 Neural Networks-Based Tool for Diagnosis of Paranasal Sinuses Conditions.....	22
1.7 CT-based manual segmentation and evaluation of paranasal sinuses.....	23
2 Dýchací systém	25
2.1 Nos (nasus)	25
2.2 Dutina nosní (cavum nasi)	25
2.3 Vedlejší dutiny nosní (sinus paranasales).....	26
3 Základní roviny lidského těla	27
4 Výpočetní tomografie (CT)	28
4.1 Generace CT	28
4.2 Princip CT a vznik obrazu	29
5 Identifikace vedlejších dutin nosních na snímcích CT	30
6 Metody pro analýzu a zpracování snímků CT – nosní dutiny	32
6.1 Analýza a výběr typu snímků CT nosních dutin.....	32
6.2 DICOM	33
6.3 MATLAB	34
6.4 Systém Fotom 2008	35
6.5 Segmentace a zpracování snímku	37

6.5.1	Mediánový filtr.....	37
6.5.2	Interpolace.....	38
6.5.3	Region of interest (ROI).....	38
6.6	Aktivní kontury.....	39
6.6.1	Parametrické aktivní kontury	39
6.6.2	Geometrické aktivní kontury.....	41
7	Realizace modulu pro detekci nosních dutin na snímcích CT	44
7.1	Výběr a realizace aktivních kontur	44
7.2	Filtrace	45
7.3	Návrh grafického uživatelského rozhraní (GUI)	46
7.3.1	Hlavní okno modulu.....	47
7.3.2	Generování výstupních textových soubor FTM	60
7.3.3	Převod formátů DICOM (.dcm) do jiných obrazových formátů.....	63
7.3.4	Další zpracování snímků v systému FOTOM 2008	65
8	Statistika	72
Závěr.....		76
Zdroje.....		78
Přílohy		I

Seznam použitých symbolů a zkratek

2D	Dvourozměrný
3D	Trojrozměrný
ANN	Artificial neural network
CO ₂	Oxid uhličitý
CT	Computed tomography
DICOM	Digital imaging and communications in medicine
DSC	Dice similarity coefficient
E	Energie
FCN	Fully convolutional network
GCA	Growing circle algorithm
GUI	Graphical user interface
GVF	Gradient vector flow
HU	Hounsfield units
mm	Milimetr
MRI	Magnetic resonance imaging
MS	Maxillary sinus
O ₂	Kyslík
PACS	Picture archiving and communicating system
PM	Percentage matching
PNS	Paranasal sinus
RGB	Red, green, blue
RG	Region growing
ROI	Region of interest
SFCM	Spatial Fuzzy C-Means
SOM	Self-organizing map
β	Beta
∇	Gradient
μ_T	Koeficient zeslabení tkáně
μ_w	Koeficient zeslabení vody
\bar{x}	Medián

Seznam obrázků

Obrázek 1: Výsledky manuální segmentace a) a poloautomatické segmentace b) [1]	15
Obrázek 2: Výsledek segmentaci při použití plně konvoluční sítě s předzpracováním [2]	16
Obrázek 3: Proces při segmentaci snímku pomocí plně konvoluční sítě. [3].....	16
Obrázek 4: Porovnání SFCM a RG, červeně jsou lokalizované tumory ze snímku T1-Gd [4]	18
Obrázek 5: Porovnání metody SFCM a RG (je zde zahrnut i nervus opticus) [4]	19
Obrázek 6: Jednotlivé kroky použité při segmentaci na jednom řezu CT snímku [5]	20
Obrázek 7: Příklad manuální segmentace levého maxilárního sinu [5]	20
Obrázek 8: Detekce dutin pomocí prahů (A: originál, B: -300 HU, C: -550 HU, D: -800 HU) [6]...	21
Obrázek 9: Manuální identifikace dutin (a), automatická identifikace pomocí GCA (b) [7]	23
Obrázek 10: Manuální segmentace dutin a barevné označení rizikových oblastí [7]	24
Obrázek 11: Výsledné 3D modely s barevným označením rizikových oblastí [7]	24
Obrázek 12: Anatomická stavba nosu a vedlejších dutin nosních [9].....	25
Obrázek 13: Změny sinus frontalis et maxillaris během života [9].....	26
Obrázek 14: Základní anatomické roviny [10].....	27
Obrázek 15: Čtyři generace výpočetních tomografií [11]	28
Obrázek 16: Princip výpočetní tomografie [12].....	29
Obrázek 17: Čelistní dutiny (vlevo) a klínové dutiny (vpravo) na snímcích CT	30
Obrázek 18: Čichové sklípky (vlevo) a čelní dutiny (vpravo) na snímcích CT	31
Obrázek 19: Tři druhy snímků CT s různým nastavením filtrů	32
Obrázek 20: Údaj o velikosti pixelu v mm – PixelSpacing	33
Obrázek 21: Ověření v prohlížeči medicínských snímků MicroDicom	34
Obrázek 22: Ukázka prostředí programu MATLAB [13]	34
Obrázek 23: Manažer objektů v systému FOTOM [14].....	36
Obrázek 24:Panel grafických nástrojů (skicování) [14].....	36
Obrázek 25: Princip mediánového filtru s konvolučním jádrem 3x3 [15].....	37
Obrázek 26: Příklad funkce výběru oblasti zájmu (ROI) [16]	39
Obrázek 27: Vývoj kontury u Level-set metody [17]	41
Obrázek 28: Tři druhy konvolučních jader mediánového filtru.....	45
Obrázek 29: Výsledek lineární interpolace obrazu v detailním zobrazení.....	46

Obrázek 30: Výsledek funkce imcrop pro vytvoření ROI a zacílení na určitou dutinu	46
Obrázek 31: Grafické rozložení hlavního okna s jednotlivými tlačítky	47
Obrázek 32: Grafické rozložení okna pro načtení a prohlížení snímků	48
Obrázek 33: Dialogové okno pro výběr možností při načítání snímků	49
Obrázek 34: Seznam načtených snímků	49
Obrázek 35: Nesprávné ohraničení pomocí funkce imcrop pro vytvoření ROI	50
Obrázek 36: Správné ohraničení pomocí funkce imcrop pro vytvoření ROI	50
Obrázek 37: Pole pro výběr určitého typu dutiny s aktivním tlačítkem	51
Obrázek 38: Pole pro změnu tloušťky řezu a generování FTM	51
Obrázek 39: Vývojový diagram popisující kroky hlavního okna Prohlížeč snímků	52
Obrázek 40: Workspace s hlavní strukturovanou proměnnou handles	53
Obrázek 41: Výstup proměnné handles.fileNames se snímky po aplikaci aktivních kontur	53
Obrázek 42: Vykreslení souřadnic X a Y jednotlivých bodů kontury	55
Obrázek 43: Výstup aktivní kontury v binární podobě	56
Obrázek 44: Radio Button pro výběr požadované dutiny	56
Obrázek 45: Filtrace artefaktu čelistní dutiny se zachováním vnitřní kontury (zub)	57
Obrázek 46: Čelistní dutiny před filtrací (vlevo) a po filtraci (vpravo)	58
Obrázek 47: Čichové sklepy před filtrací (vlevo) a po filtraci (vpravo)	58
Obrázek 48: Klínové dutiny před filtrací (nahore) a po filtraci (dole)	59
Obrázek 49: Čelní dutiny před filtrací (nahore) a po filtraci (dole)	59
Obrázek 50: Šablona pro generování textových souborů	60
Obrázek 51: Edit box pro změnu tloušťky řezu a tlačítko pro generování FTM	61
Obrázek 52: Hlavička textového dokument FTM po vygenerování (bez bodů a objektů)	61
Obrázek 53: Dodatečné parametry snímku v textovém souboru FTM	62
Obrázek 54: Převod vektoru [body] na řetězec [objekty] pomocí funkce vect2str	62
Obrázek 55: Okno samostatného programu DICOM_prevednik	63
Obrázek 56: Datové typy formátů DICOM a BMP	63
Obrázek 57: Dialogové okno pro výběr požadovaného formátu	63
Obrázek 58: Vývojový diagram programu DICOM_prevedník	64
Obrázek 59: Načtení snímku se soborem FTM v hlavním okně a vykreslenou aktivní konturou	65

Obrázek 60: Informace o aktuálním polygonu kontury	65
Obrázek 61: Závislost objemu levé čelistní dutiny na její délce	66
Obrázek 62: Závislost objemu zubu v levé čelistní dutině na jeho délce.....	66
Obrázek 63: Závislost objemu pravé čelistní dutiny na její délce.....	67
Obrázek 64: 3D zobrazení levé čelistní dutiny ve čtyřech pohledech.....	67
Obrázek 65: Celý 3D model levé čelistní dutiny (vlevo) a pohled skrz dutinu (vpravo).....	68
Obrázek 66: 3D zobrazení pravé čelistní dutiny ve čtyřech pohledech	68
Obrázek 67: Celý 3D model pravé čelistní dutiny (vlevo) a pohled skrz dutinu (vpravo).....	69
Obrázek 68: Závislost objemu klínové dutiny na její délce	69
Obrázek 69: 3D zobrazení klínové dutiny ve čtyřech pohledech.....	70
Obrázek 70: Celý 3D model klínové dutiny (vlevo) a kolmo na dutinu (vpravo)	70
Obrázek 71: Výstup voxelového obrazu (vlevo) a jeden transversální řez (vpravo)“	71
Obrázek 72: Práce s objekty v systému FOTOM 2008 Plus	71
Obrázek 73: Krabicový graf (box plot) [18]	74

Seznam tabulek

Tabulka 1: Porovnání numerické ověřovací metody PM a P + u zmiňovaných segmentací [3].....	18
Tabulka 2: Třídy (centroidy) samoorganizujících map (SOM) [6]	22
Tabulka 3: Plocha ROI manuální (a), automatické (b) dutin a jejich procentuální chyba [6].....	23
Tabulka 4: Doba načítání snímků u různých typů interpolací.....	45
Tabulka 5: Rozdělení četnosti v zastoupení skupin a počtu pacientů ve studii.....	73

Úvod

Segmentace lékařských obrazových dat se v posledních letech stává stále důležitější. Výsledky těchto segmentací se používají pro diagnostiku nebo pro plánování chirurgických výkonů. Další možností pro využití této oblasti segmentací je při volumetrických studiích. Tyto studie mají také klinický význam zejména pro diagnostiku a léčbu rinosinusitidy a jejích komplikací. Kromě toho má velký význam i u patologií v oblasti paranazálních dutin. Ze získaných volumetrických studií se provádí i analýza vývoje jednotlivých dutin v daných věkových skupinách.

Přístupů k těmto volumetrickým studiím může být dvojí. Po celém světě se pořádají konference, na kterých se projednává, jaká je ve skutečnosti definice samotné dutiny. Jeden názor zastává toho, že za nosní dutinu je považována každá vzduchem vyplněná dutina (pneumatizovaná kost). Ten druhý uvádí dutinu jako její kostěnou část. Tato otázka je často diskutována v České republice i ve světě.

Téma práce vzešlo z požadavků lékařů, k vytvoření programu pro hodnocení paranazálních dutin, pro plánovanou volumetrickou studii na oddělení kliniky otorinolaryngologie a chirurgie hlavy a krku ve Fakultní nemocnici Ostrava. Na začátku byla provedena rešeršní část, která se zabývá problematikou a metodami, s jakými je možné segmentaci nosních dutin provádět. Ve většině případů šlo o srovnání manuální segmentace s nově vyvíjenými poloautomatickými segmentacemi.

Teoretická část obsahuje stručným úvod do anatomie dýchacího systému se zaměřením na vedlejší dutiny nosní. Je zde i krátké seznámení s výpočetní tomografií. V této části je také popsána analýza a výběr snímků CT, kdy bylo nutné definovat, jaké snímky budou optimální pro následnou segmentaci. Na tyto snímky pak byly aplikovány algoritmy pro předzpracování obrazu, které jsou v této části také obecně uvedeny. Větší část je pak věnována aktivním konturám. Je zde uveden matematický popis a vysvětlen jejich princip.

Kapitola *realizace modulu pro detekci nosních dutin na snímcích CT* se zabývá již samotným modulem. Ten byl vytvořen pomocí grafického uživatelského rozhraní. Realizovaný modul využívá geometrických aktivních kontur, pomocí kterých je prováděna segmentace paranazálních dutin. Podkapitola *filtrace* blíže popisuje testování a nastavení finálních parametrů algoritmů použitých pro předzpracování snímků. Jedna podkapitola je věnována programu pro převod snímků z formátu DICOM do jiných obrazových formátů. Posledním krokem programu je vygenerování výstupních textových souborů FTM, které obsahují parametry snímku a také objekty na něm (polygony kontur). Pro každý snímek je generovaný zmiňovaný textový soubor, ve kterém jsou uloženy jednotlivé body polygonu kontury v souřadnicích X a Y. Tento textový soubor slouží pro další zpracování snímků v systému *FOTOM 2008 Plus*. (2D modelování, 3D modelování, 2D počítačové animace a další).

Statistická část je určena pro návrh metodiky současného a budoucí statistické šetření pro volumetrickou studii. V závěru provádím hodnocení výsledků. Zabývám se zde i možností dalšího využití a případným rozvojem algoritmu a metod pro hodnocení dutin.

1 Rešerše

1.1 Comparison between Manual and Semi-automatic Segmentation of Nasal Cavity and Paranasal Sinuses from CT Images

Účelem tohoto výzkumu je zjistit, zda je ruční (manuální) nebo poloautomatická segmentace adekvátní pro chirurgické výkony nebo zda je zapotřebí plně automatická segmentace paranasálních a nosních dutin. Manuální segmentace se provádí pomocí vlastního programu, zatímco poloautomatická segmentace je realizována komerčním produktem (Amira). V této studii byly použity snímky z počítačové tomografie (CT). Tloušťka řezu byla 1 mm s rozlišením 512×512 pixelů. [1]

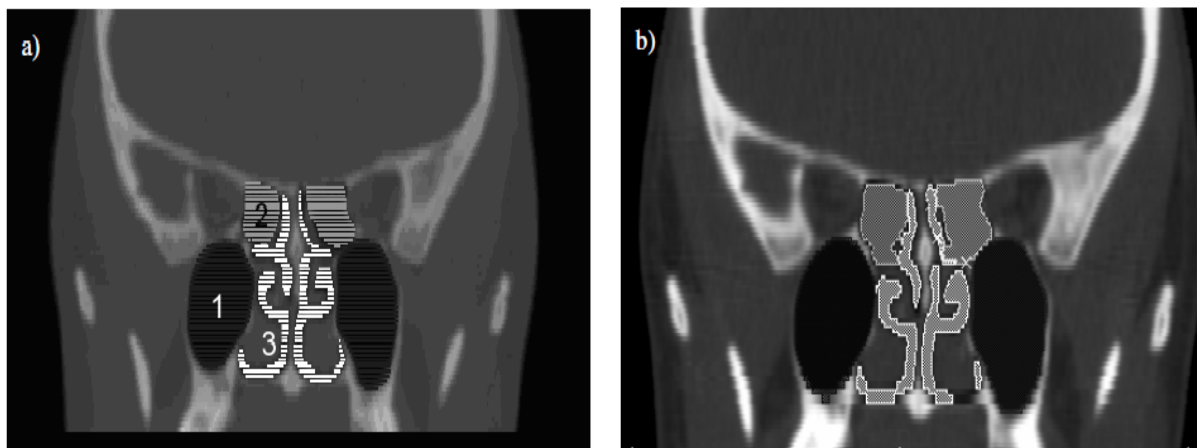
Metody

Manuální segmentace

Program využívá linkovou segmentaci. Uživatel umístí několik bodů ve snímku a následně se vykreslí přímky mezi dvěma danými body. Segmentace následně vytvoří uzavřený obrys (Obrázek 1). Objem dutin se vypočítá z voxelů, které se vynásobí objemem jednoho voxelu v cm. [1]

Poloautomatická segmentace

Tato segmentace byla prováděna pomocí programu Amira 4.1 pro lékařské snímky. Manuálně zvoleným počtem bodů se pak automaticky ohraničí region, který je reprezentován pixely, které leží uvnitř definovaného regionu. Tento proces se aplikuje na všechny ostatní snímky (řezy). [1]



Obrázek 1: Výsledky manuální segmentace a) a poloautomatické segmentace b) [1]

Závěr

Podstatou výzkumu bylo porovnat manuální segmentaci, vyvinutým programem, se segmentací poloautomatickou v programu Amira. Hlavním cílem bylo zjistit, zda je manuální nebo poloautomatická segmentace adekvátní k použití v oblasti chirurgie. V závislosti na přesnosti lze při chirurgických výkonech použít jak manuální, tak poloautomatickou segmentační metodu, ale hlavním rozdílem je zde celkový čas segmentace. Poloautomatická segmentace paranasálních dutin a nosní dutiny trvá 3,5 hodiny. Proto jsou zapotřebí plně automatické algoritmy pro segmentaci těchto dutin. Celkový čas manuální segmentace (980 minut) byl poloautomatickou segmentací snížen na 215 minut. [1]

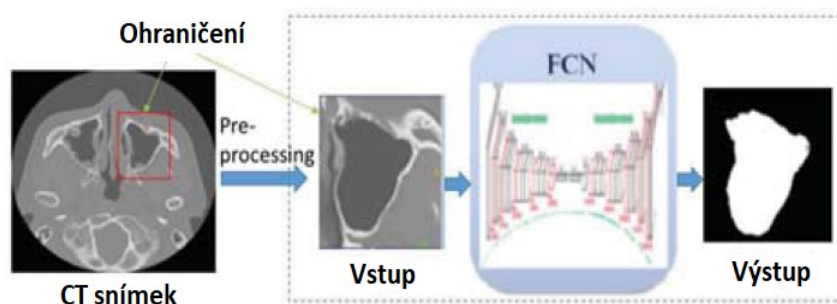
1.2 Semi-Automatic Segmentation of Paranasal Sinus from CT images Using Fully Convolutional Networks

V tomto příspěvku je popsán nový přístup k segmentaci v oblasti paranasálních dutin ze snímků CT. Navržená metoda je založena na plně konvoluční síti. Experimentální výsledky ukazují, že navrhovaná metoda je účinná pro segmentaci paranasálních dutin. [2]

Metoda

Rámcová segmentace

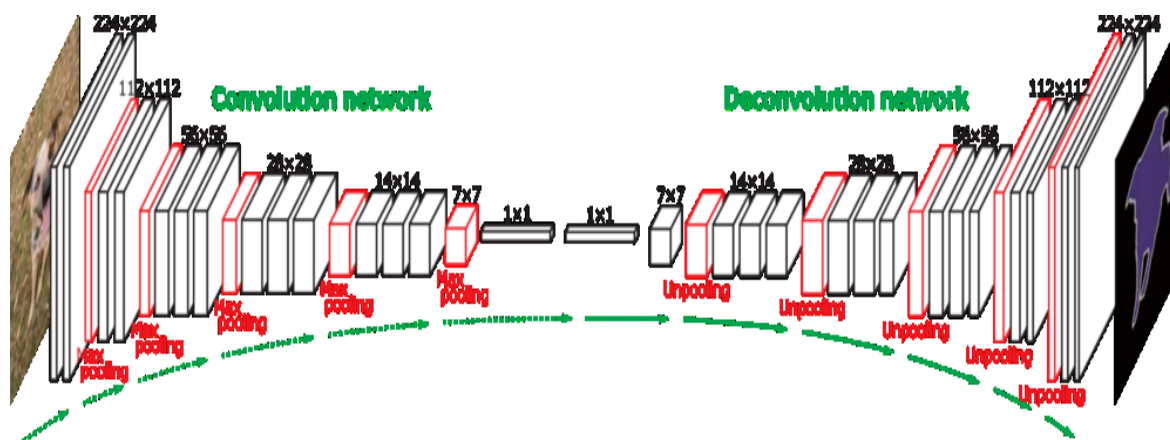
Jedná se o segmentaci založenou na plně konvoluční síti (FCN). Do sítě se nahrají originální snímky z CT a maska obrazu v oblasti paranasálních dutin. Tento postup má však nepříznivé výsledky, protože pozadí snímků je příliš velké (Obrázek 2). Tento problém řeší metoda poloautomatická segmentace. V této navržené metodě se nejdříve vybere oblast paranasální dutiny pomocí ROI a s takto ohraničenou oblastí (výřezem) se provádí segmentace. [2]



Obrázek 2: Výsledek segmentaci při použití plně konvoluční sítě s předzpracováním [2]

Plně konvoluční síť

Hlavní úlohou plně konvoluční sítě (FCN) je vytvářet sémantickou segmentaci objektu. Výstup FCN má stejnou velikost jako původní vstupní snímek. FCN nemá žádné plně propojené vrstvy, které se obvykle u klasifikace používají. Namísto toho FCN používá konvoluční vrstvy ke klasifikaci každého pixelu v obraze. [2]



Obrázek 3: Proces při segmentaci snímku pomocí plně konvoluční sítě. [3]

Závěr

Pro hodnocení přesnosti navržené metody byl použit tzv. čtvercový koeficient (DSC). Tato metrika je zobrazena jako procentní podíl a je založena na pixelech ve směru X a Y, v tomto případě V_{manual} a V_{auto} . [2]

$$DSC = \frac{2|V_{\text{manual}} \cap V_{\text{auto}}|}{|V_{\text{manual}}| + |V_{\text{auto}}|} \quad (1)$$

1.3 A Fuzzy-C-Means Clustering Algorithm for a Volumetric Analysis of Paranasal Sinus and Nasal Cavity Cancers

V tomto příspěvku je popisována poloautomatická segmentace s využitím metody fuzzy C-means, pro volumetrickou analýzu paranasálních dutin a jejich karcinomů. Tato metoda byla aplikována na snímky z MRI. Klasické metody algoritmů jsou založeny na klastrování, bázi růstu oblastí a thresholdingu. Klastrování je v této metodě použito z důvodu rozdílných kvalit snímků, kde jsou někdy nečitelné hrany jednotlivých rozhraní. [3]

Metody

Segmentační algoritmus Fuzzy C-means (semi-supervised)

Nejčastěji se využívá u snímků, kde je obtížné zjistit přechod mezi jednotlivými tkáněmi pomocí hran a tam, kde jsou jednotlivé snímky hodně zašuměné. [3]

Postup algoritmu

V prvním kroku obsluha zvolí jeden nebo více (pokud je zájmová část nehomogenní) pixelů, které znázorňují hledaný tumor. Tento krok je důležitý pro úspěšné ohraničení celé plochy (ROI) tumoru. Následně je provedena počáteční inicializace klastrování pomocí algoritmu SFCM. Tato inicializace je brána s ohledem na dvourozměrný histogram tvořený váženým kontrastem T1 a T1 s větším kontrastem. Tyto kontrasty mapují různé tkáně (vzduch, sliznici, měkké tkáně, nádor, tuk), které mají odlišné, lokální maxima. Kontrast představující tumor musí být identifikován obsluhou. [3]

Po ukončení SFCM algoritmu probíhá defuzifikace, která každému pixelu přiřadí určitou třídu. Poté probíhá segmentace nádorové oblasti za použití erozní a dilatační funkce, aby bylo získáno přesné ohraničení zájmové oblasti, tumoru. [3]

Numerické ověření metody

Zkušební radiologové provedli manuální segmentaci všech 64 snímků obsahující tumory, ze kterých se pak počítala procentuální shoda s předpovídanou hodnotou.

$$\text{Procentuální shoda PM [\%]} = \frac{TP}{GT} \cdot 100 \quad (2)$$

$$\text{Pozitivní předpovídaná hodnota P + [\%]} = \frac{TP}{TP + 0,5 \cdot FP} \cdot 100 \quad (3)$$

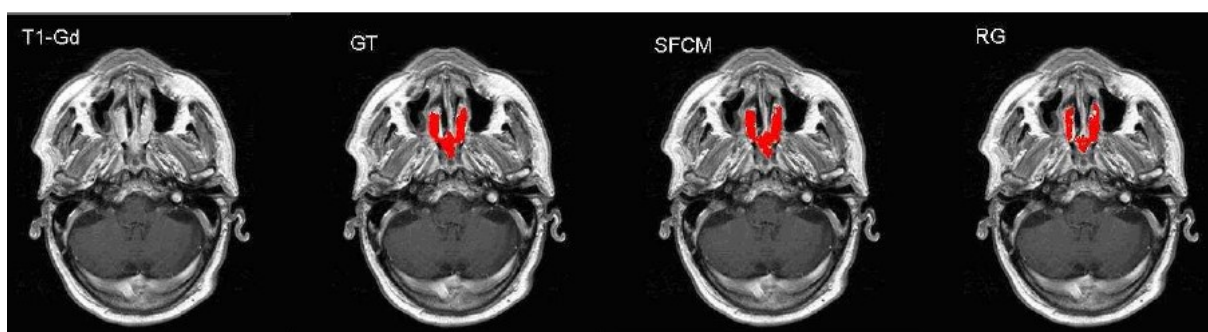
Procentuální shoda (PM) popisuje podíl oblasti určené segmentačním algoritmem a oblastí GT. Jeho ideální hodnota je 100 %, což je algoritmus, který dokonale lokalizuje a ohraničí nádor. Naopak index P + pouze odhaduje velikost a umístění mezi segmentačním algoritmem a oblastí GT. Využívá koeficient 0,5 pro FP, což jsou pixely považované za tumor dle algoritmu, ale dle GT nikoliv. Tato chyba není ovšem závažná, protože se bere i menší oblast kolem nádorů, která je přijatelná při léčbě tumorových onemocnění. [3]

Klinické ověření metody

Ověření metody bylo provedeno zkušeným radiologem a mělo tři hodnotící kritéria:

- 1) Do oblasti tumoru nebyly brány v potaz žádné základní anatomické struktury jako například zrakový nerv (*nervus opticus*)
- 2) Objemové chyby (pozdější možná chyba v plánování léčby)
- 3) Korespondence s GT (součet ploch TP a FN)

U každé segmentace bylo sledováno, která kritéria byla splněna. [3]



Obrázek 4: Porovnání SFCM a RG, červeně jsou lokalizované tumory ze snímku T1-Gd [4]

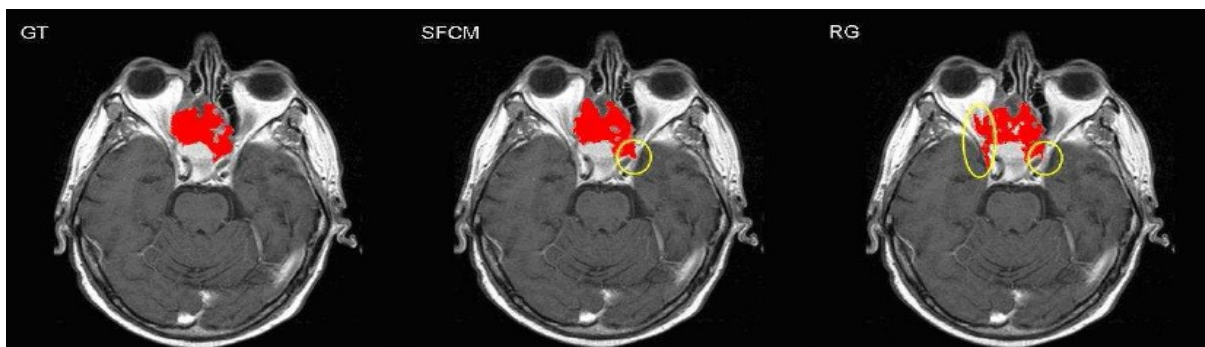
Závěr

Navržená segmentační metoda byla porovnávána s metodou Region growing (RG), což je jedna z dalších metod pro obrazovou segmentaci. Výsledné segmentace těchto metod (Obrázek 4), kde T1-Gd je originální obraz s viditelnou strukturou tkání, u kterého můžeme porovnávat infiltraci tumorů s výslednou segmentací metod SFCM a RG. [3]

Tabulka 1: Porovnání numerické ověřovací metody PM a P + u zmiňovaných segmentací [3]

Metody	RG	SFCM
PM (%)	66,26	74,65
P+ (%)	82,01	89,89

Z výsledků (Tabulka 1) můžeme pozorovat, že PM i P + se zvyšují u metody SFCM. Zejména hodnota P+ naznačuje, že navrhovaný algoritmus je schopen správně odhadnout velikost a polohu tumoru. [3]



Obrázek 5: Porovnání metody SFCM a RG (je zde zahrnut i nervus opticus) [4]

Příklad chybného ohraničení (Obrázek 5) ukazuje, že do segmentace byly zahrnuty i jiné anatomické struktury. Ve skutečnosti je v obou metodách zahrnut i zrakový nerv. U metody SFCM je zahrnut pouze jeden, naopak u metody RG již oba. Nicméně v tomto případě je tato chyba podceňována a objem tumoru je tak nepřesný. Metody byly porovnávány jak klinicky, tak i numericky. Výsledky ukazují, že metoda SFCM má větší přesnost a zdá se být dostatečná pro vyhodnocení tumorů v paranasálních dutinách. [3]

1.4 Computed tomography-based volumetric tool for standardized measurement of the maxillary sinus

Účelem této studie bylo vyvinout automatizovanou segmentaci pro kvantifikaci celkového objemu vedlejší dutiny nosní *Sinus maxillaris*. Tato segmentace dokáže kvantifikovat objem dutin i za patologických podmínek, například nádorů. Vyvinutá metoda může potencionálně nahradit stávající radiologické skóre a normalizovat měření objemu vedlejších dutin. Data pro segmentaci byly použity z CT snímků s rozlišením 512×512 pixelů a šířkou řezu 0,5 mm. [4]

Metody

Postup automatizované segmentace

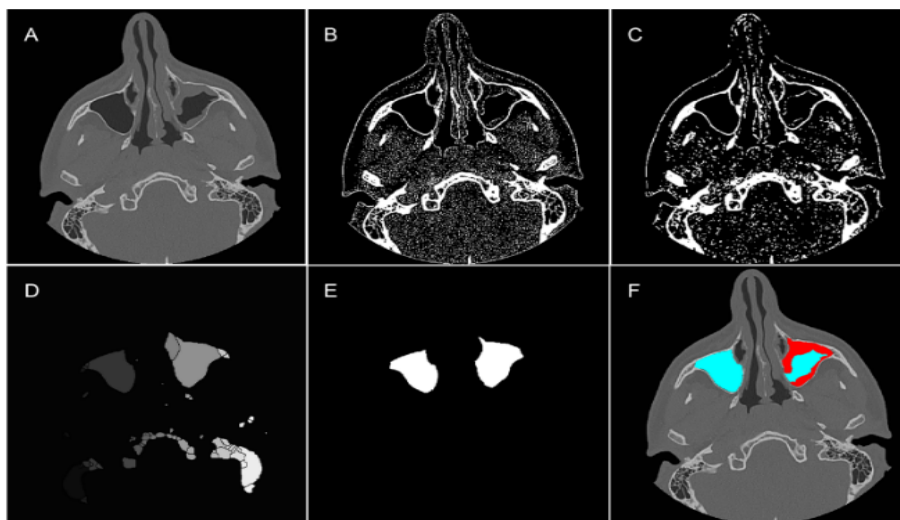
Na obrázku (Obrázek 6) je znázorněn postup jednotlivých kroků segmentace u jednoho vybraného snímku. Tento postup byl dále aplikován na všechny zbylé snímky.

- A) Načtení jedno nebo celé sekvence snímků
- B) Prahování původního snímku pro odstranění měkkých tkání v oblasti dutin. V tomto koku byl použit práh 150 HU¹
- C) Aplikace morfologické operace pro erozi a dilataci
- D) Použití funkce watershed v MATLABu, která je obdobou regionální segmentace. Tato funkce rozdělila obraz do několika tříd a každou třídu reprezentuje jiná úroveň šedi
- E) Výběr oblasti dutin bylo na základě klasifikačních pravidel, které se řídily tvarem a symetrií

¹ HU – Hounsfield Units

- F) Výsledek segmentace (útlum byl nastaven mezi -200 HU až -1200 HU). Vzduch je reprezentován modrou barvou a dutina barvou červenou.

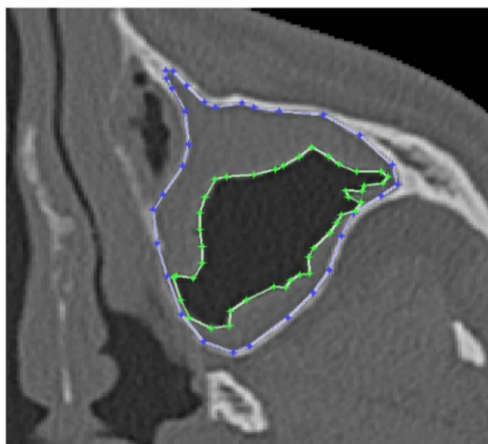
[4]



Obrázek 6: Jednotlivé kroky použité při segmentaci na jednom řezu CT snímku [5]

Manuální segmentace

K hodnocení přesnosti automatizované segmentace pro kvantifikaci objemu dutin na základě CT snímků byly výsledky porovnávány s manuální segmentací, která byla prováděna zkušenými radiology. Každý segment dutiny byl manuálně ohraničen pomocí bodů, které se následně propojily přímkami. Na obrázku (Obrázek 7) můžeme zeleně vidět ohraničenou zúženou dutinu, která obsahuje vzduch a modře celý region dutiny. [4]



Obrázek 7: Příklad manuální segmentace levého maxilárního sinu [5]

Závěr

Metoda automatizované segmentace byla porovnávána na základě ruční segmentace v celkovém počtu 30 pacientů. U těchto pacientů byl zjištěn celkový průměrný objem čelistní dutiny $14,7 \pm 4,4$ cm³. Průměrný procentuální rozdíl mezi oběma metodami byl $7,19 \% \pm 5,83 \%$ a $6,93 \% \pm 4,29 \%$ v případě, že se do měření zahrnulo i zduření dutiny. [4]

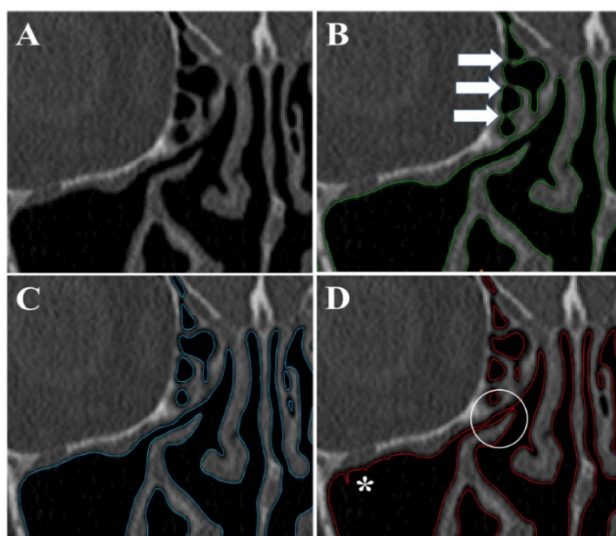
1.5 Sensitivity of nasal airflow variables computed via computational fluid dynamics to the computed tomography segmentation threshold

Cílem této studie je odhadnout změny vedlejších dutin nosních a jejich segmentace. Pro každého pacienta byly vytvořeny tři rekonstrukce dutin pomocí různých prahových hodnot CT čísel². Spodní prahovací hranice byla nastavena na $-1\,024$ HU a horní hranice byly nastavovány na -800 HU, -550 HU, -300 HU. [5]

Metody

V první řadě bylo nutné provést průzkumné měření s cílem určit, které prahové rozsahy budou poskytovat přijatelnou rekonstrukci nosních dutin. V užších oblastech, případně při hůře čitelném přechodu na rozhraní dutina-vzduch, kde byly pixely méně rozeznatelné, docházelo ke špatně provedené segmentaci, která vnášela do měření chyby. [5]

Na základě tohoto předběžného průzkumného měření bylo zjištěné, že přijatelné hodnoty jsou dosahovány při prahových hodnotách -800 HU až -300 HU. Při použití prahové hodnoty -300 HU se objevovaly artefakty vzniklé ve zúžených místech dutin, zatímco hodnota -800 HU je dokázala zachytit, nicméně zde byla potřebná ještě ruční úprava. Tyto nedostatky byly vyřešeny stříháním prahovou hodnotou nastavenou na -550 HU, při které vznikaly minimální artefakty (Obrázek 8). [5]



Obrázek 8: Detekce dutin pomocí prahů (A: originál, B: -300 HU, C: -550 HU, D: -800 HU) [6]

Závěr

Prahový rozsah měl podstatný vliv na celkovou plochu a objem při segmentaci dutin. Ve zúžených místech byla vzdálenost s prahovými hodnotami -800 HU a -300 HU přibližně $0,4$ až $0,6$ mm, což odpovídá mezeře 1 až 2 pixely. Při změně prahové hodnoty z -800 HU na -300 HU vzrostla plocha dutiny z průměrných $83,1 \pm 5,5$ cm³ na $87,6 \pm 5,8$ cm³, a to činí nárůst o 5 % a objem z průměrných $12,6 \pm 1,1$ ml na $16,9 \pm 1,3$ ml, to je nárůst o 34 %. [5]

² CT číslo – Hounsfield unit (HU)

1.6 Neural Networks-Based Tool for Diagnosis of Paranasal Sinuses Conditions

Tento článek popisuje vývoj programu založeného na neuronových sítích pro analýzu a diagnostiku stavu dutiny nosní a vedlejších dutin. Pro zpracování obrazu zde byla uplatněna technika samoorganizujících se map (SOM). Program byl vyvíjen a testován na anonymizovaných CT snímcích. Hlavním problémem zde byly fragmenty nebo neúplné struktury na CT snímcích. Tento program byl vyvinut a použit pro dotvarování chybějících fragmentů nebo zesílení problémových struktur. [6]

Metoda

Metoda se skládá ze dvou hlavních fází. První fáze zahrnuje vymezení oblasti zájmu (ROI), která představuje čtyři oblasti (*sinus maxillaris*, *ethmoidalis*, *sphenoidalis*, *frontalis*). Druhá fáze sestává z analýzy pomocí neuronové sítě (ANN). [6]

První fáze:

Určení kostní struktury

Cílem této fáze je určit kostní struktury v oblasti dutin na CT snímku. Toto určení je založeno na metodě automatického prahování vybrané oblasti. Aplikování této metody vedlo k zvýraznění kostí a potlačení okolních tkání. Problémem zde byla oblast okolo oční bulvy a přiléhající dutiny *sinus maxillaris* a *sinus ethmoidalis*. [6]

Lokalizace a vyplnění neúplných struktur

Pro vyplnění neúplných struktur (kostí) se využívá rostoucího kruhového algoritmu (GCA), který podle počtu iterací tyto struktury vyplní. Tento algoritmus pracuje ve dvou krocích.

- 1) Aproximační fáze: získání přibližného tvaru
- 2) Rafinační fáze: vyhlazení a upřesnění výsledného tvaru [6]

Identifikace a ohraničení vymezené oblasti pomocí shlukové analýzy

Určité struktury skupin pixelů jsou nazývány shluky. V tomto kroku jsou binární objekty přiřazovány do různých shluků (clusterů). [6]

Druhá fáze:

Klasifikace

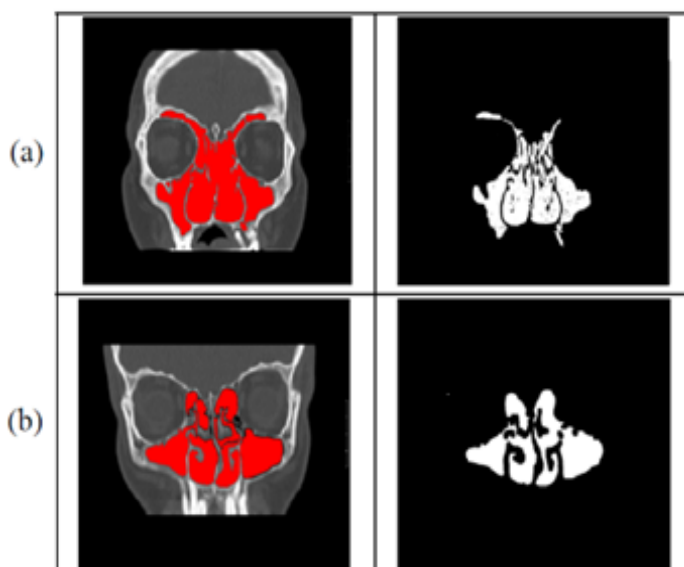
Hlavním cílem zde bylo klasifikovat ROI do tří kategorií (tříd). Vzduch (černý), kost (bílá) a měkká tkáň (šedá). Procentuální zastoupení šedé (měkké tkáně) bylo bráno jako měřítko pro patologický stav v dané oblasti dutin. SOM vytvořila tři třídy, které rozdělila pomocí intenzity pixelů (Tabulka 2). [6]

Tabulka 2: Třídy (centroidy) samoorganizujících map (SOM) [6]

Třída	Intenzita pixelu
1 (vzduch)	0,0356
2 (měkká tkáň)	0,2840
3 (kost)	0,6935

Závěr

Byla provedena řada testů k vyhodnocení funkčnosti programu a dále porovnání s manuální metodou. Vizuální porovnání mezi manuálním ROI a ROI generovaný programem (Obrázek 9). Číselné výsledky jsou uvedeny v (Tabulka 3). [6]



Obrázek 9: Manuální identifikace dutin (a), automatická identifikace pomocí GCA (b) [7]

Tabulka 3: Plocha ROI manuální (a), automatické (b) dutin a jejich procentuální chyba [6]

Obrázek 13	Originální plocha	Lokalizovaná plocha	Chyba (%)
(a)	81 729	75 540	8,8
(b)	42 701	42 045	1,5

1.7 CT-based manual segmentation and evaluation of paranasal sinuses

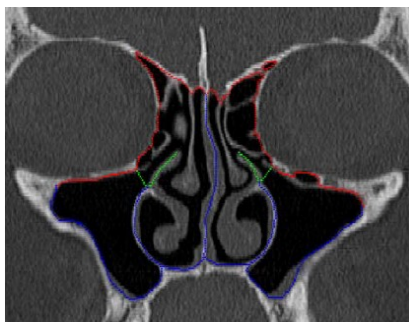
Manuální segmentace snímků CT byla provedena pro robotem asistovanou endoskopickou operaci (FESS). Segmentace nosních dutin a následné měření objemů je důležité pro kvalitní analýzu. Manuální segmentace vyžaduje velmi odbornou znalost anatomie zkoumaných dutin a je časově náročná. Nicméně zaručuje velmi vysokou přesnost, která dále přispívá k vývoji automatické segmentace. Výsledné segmentační 3D modely byly potřebné k definování pracovního místa při pohybu robotického endoskopu. [7]

Metoda

Vytvořený program umožňuje načítat a zobrazovat datové soubory ve formátu DICOM. Snímky mohou být zobrazeny v koronální, axiální a sagitální rovině. Program využívá linkové segmentace, kdy uživatel umístí několik bodů, které jsou při segmentaci propojeny přímkami. Měření objemu je možné až po segmentaci snímků a využívá metody region growing (RG). [7]

Pro segmentaci byly vybrány tři různé barvy, které představují míru rizika při operačním zákroku FESS. Oblasti poblíž orbity a lebky byly klasifikovány jako vysoce rizikové a označený

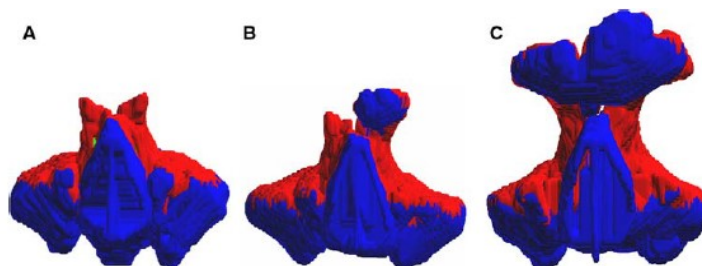
červeně. Méně rizikové oblasti modře a struktury, které se odstraňují při zákroku jsou označeny barvou zelenou (Obrázek 10). [7]



Obrázek 10: Manuální segmentace dutin a barevné označení rizikových oblastí [7]

Závěr

Zahrnuty byly všechny dutiny. Vedlejší dutiny nosní byly rozděleny zvlášť. *Sinus frontalis* a *sphenoidalis* byl brán jako jeden celek díky nosní přepážce, která nebyla na snímcích vždy patrná. Objem byl následně spočítán z výsledného počtu voxelů každé segmentované dutiny v cm^3 . Pro *sinus frontalis* a *sphenoidalis* byl objem počítán zvlášť pro pravou a levou dutinu. Manuální segmentace jednoho datového setu trvala průměrně 8-10 hodin. Rekonstruované 3D modely korelovaly s barevným značením rizikových oblastí (Obrázek 11), které jsou popsány výše v textu. [7]



Obrázek 11: Výsledné 3D modely s barevným označením rizikových oblastí [7]

Závěr

Rešerše byla provedena s cílem zjistit, jakým způsobem jsou prováděny segmentace nosních dutin ve světě a jaké problémy při nich vznikají. Tyto segmentace byly aplikovány hlavně na CT snímky. Pár článků pracovalo se snímky magnetické rezonance. Při segmentaci jsou hojně využívány metody aktivních kontur, konvolučních sítí a také prvotní manuální metody, které jsou postupně nahrazovány poloautomatickými. V článcích se většinou uvádělo srovnání manuálních metod s nově vyvíjenými poloautomatickými/automatickými metodami. Přínosem této rešerše bylo i zjištění, z jakého hlediska dutiny rozdělují a provádí jejich měření. Některé studie provádí volumetrii dutin jako jeden celek, některé tyto dutiny rozdělují na pravou a levou. Toto rozdělení má mnoho úskalí, protože anatomie dutin je tvarově velmi rozmanitá a u každého jedince rozdílná. Nutno podotknout, že nešlo o poloautomatické či automatické metody aplikované na celou sérii snímků. Metoda se aplikovala na jeden snímek, na kterém se případně upravily hodnoty. Změna oproti manuální segmentaci byla v tom, že uživatel nemusel ručně ohraničovat jednotlivě danou dutinu. Některé poznatky, načerpané z provedené rešerše, byly nápomocny při řešení vývoje modulu pro segmentaci vedlejších nosních dutin.

2 Dýchací systém

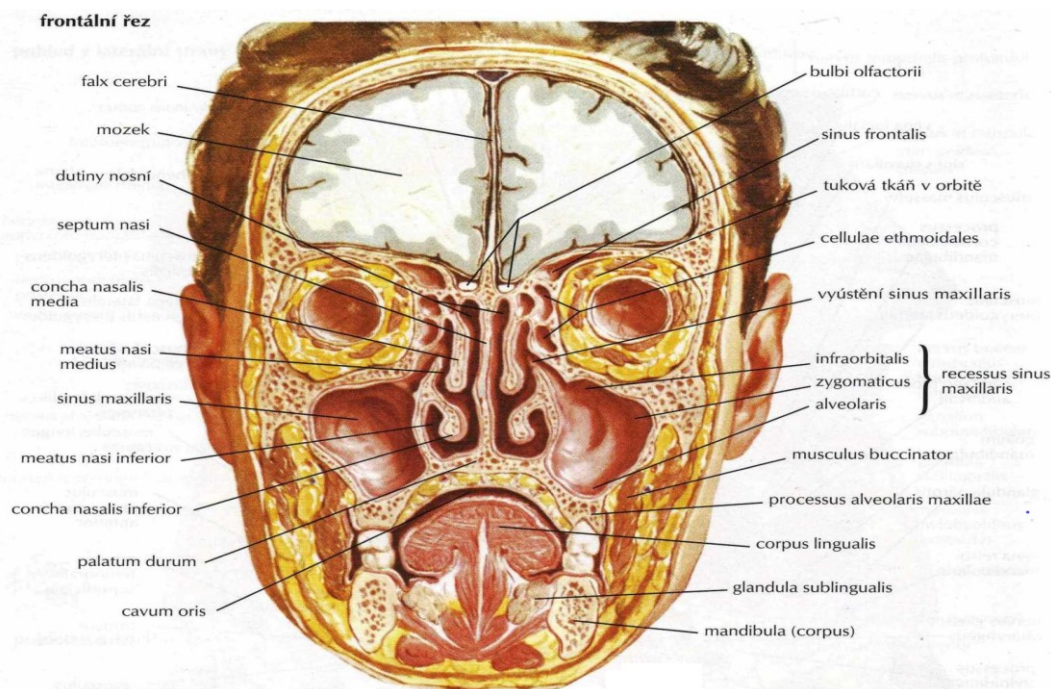
Dýchací systém slouží především k výměně dýchacích plynů. Zajišťuje výměnu plynů mezi vnějším prostředím a plicemi (vnější dýchání) a výměnu mezi vnitřním prostředím (krví) a tkáněmi (vnitřní dýchání). Výměna O_2 a CO_2 se podílí na udržování acidobazické rovnováhy. Dýchací cesty slouží též jako fonační aparát. K zajištění těchto funkcí a ochraně před vniknutím cizího tělesa slouží obranné reflexy (kašlací, kýchací, reflexní zástava dechu). Kromě toho, že dýchací systém představuje vstupní bránu pro celou řadu škodlivin, mikroorganismů a jiných látek, lze touto cestou aplikovat i léky. Dýchání probíhá rytmicky a automaticky, aniž bychom v klidovém stavu potřebovali volní úsilí, ale kdykoliv je můžeme volným úsilím dočasně zastavit, modifikovat jeho frekvenci či hloubku. [8]

2.1 Nos (nasus)

Trojboký útvar tvořící střední partii obličeje. Povrch nosu je pokrytý kůží s početnými mazovými žlázami. Uvnitř je nos rozdělen na dvě části sagitálně orientovanou přepážkou nosní *septum nasi*. Výztuž zbývajících partií tvoří chrupavky. [9]

2.2 Dutina nosní (cavum nasi)

Na zevní nos navazuje prostor, který je po stranách ohraničený kostěnými výběžky horní čelisti. Strop dutiny formuje čelní kost s čichovou kostí, a v malém rozsahu i nosní kůstky. Vzadu pokračuje nosní dutina dvěma otvory, choanami do nosohltanu. Nosní dutina je patrem oddělena od ústní dutiny. Nosní dutina je spojena i s prostory v některých lebečních kostech. Tyto prostory, vedlejší nosní dutiny, (*sinus paranasales*) mají stejnou stavbu jakou má i vlastní nosní dutina. Sliznice nosní dutiny i vedlejších nosních dutin srůstá s periostem kostí v *mukoperiost*. Mukoperiost je pokrytý cylindrickým řasinkovým epitelem. Ve stropu nosní dutiny je i políčko sliznice odchýlné stavby (tzv. čichové pole), které je tvořeno specializovanými čichovými buňkami a větším množstvím serózních žláz. [9]



Obrázek 12: Anatomická stavba nosu a vedlejších dutin nosních [9]

2.3 Vedlejší dutiny nosní (sinus paranasales)

Dutiny v kostech ohraničujících dutinu nosní vznikají vychlípěním sliznice do těchto kostí (jsou párové). U novorozence jsou vedlejší dutiny nosní jen naznačeny a po celou dobu růstu se zvětšují a až po 20. roce věku dosahují definitivní velikosti. Jsou vystlány podobným epitelem jako dutina nosní, který obsahuje méně pohárkových a žlázových buněk. [8]

Sinus frontalis

Se nachází v os frontale, zasahuje různě vysoko do *squama ossis frontalis*. Často je rozdělen septem na dvě části. Ústí do *meatus nasi medius*. Objem je asi 15 cm³. [8]

Sinus maxillaris

Je největší vedlejší dutina nosní, nachází se v těle *maxily*, její dno zasahuje až do blízkosti alveolů horních stoliček, někdy i premolárů a špičáků. Horní stěna sinu sousedí s očnicí, stěna přední s obličejem a zadní stěna s *fossa infratemporalis*. Její ústí do *meatus nasi medius* se nazývá *hiatus semiulnaris*. Objem je asi 25 cm³. [8]

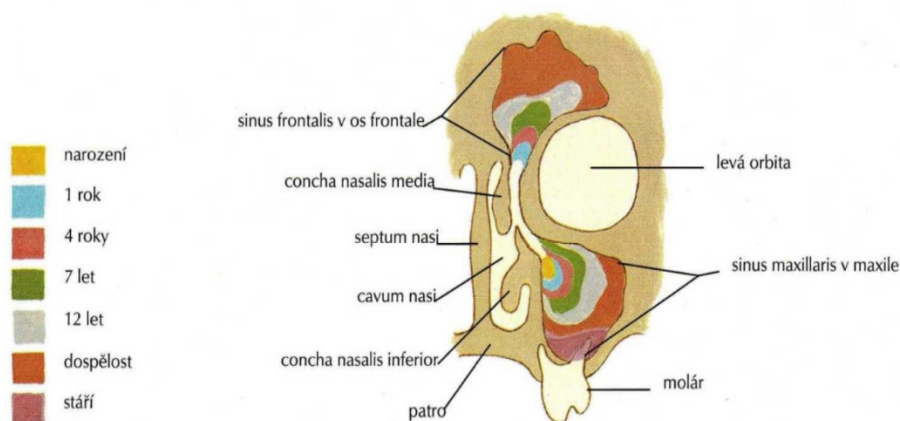
Sinus ethmoidales

Jsou na každé straně tvořeny souborem dutinek *cellulae ethmoidales anteriores, medii et posteriores*. Dělí se do tří skupin. Přední sklípky mají vztah k mediální stěně očnice, *lamina orbitalis ossis ethmoidalis* a umožňují eventuální přístup zánětu, ústí spolu se středními sklípkami do *meatus nasi medius*. Zadní čichové sklípky vyúsťují do *meatus nasi superior*. [8]

Sinus sphenoidalis

Je dutina v těle kosti klínové, je rozdělena septem na dvě části. Ústí do horního průchodu nosního. Objem je asi 6 cm³. [8]

Anatomie paranazálních dutin je však výrazně variabilní. Asi ve 30 % je pneumatizována i střední skořepa, asi ve 20 % nalezneme zdvojení čelistní dutiny, tzv. Hallerovu dutinu (mezi spodinou očnice a vlastní čelistní dutinou), stejně často druhou čelní dutinu, tzv. frontoetmoidální bulu a již vzácněji zdvojení dutiny klínové (Onodiho sklep, který se utváří nad optickým kanálem jako sedlo). Vzácná je pneumatizace crista galli a septi nasi. [10]



Obrázek 13: Změny sinus frontalis et maxillaris během života [9]

3 Základní roviny lidského těla

Pro orientaci na lidském těle se v medicíně užívá latinských označení rovin, směrů a částí lidského těla. Základní anatomická poloha těla při určování směrů je vzpřímený postoj s horními končetinami visícími volně podél těla a s dlaněmi obrácenými dopředu (palec je tedy na vnější straně, směrem od těla), dolní končetiny jsou nataženy a stojí těsně vedle sebe ve stoji spojném. [11]

Základní roviny:

Rovina mediánní

Rovina zrcadlové souměrnosti. Svislá rovina, která prochází předozápadně (zpředu dozadu) středem těla od hlavy k pánvi a dělí stojící tělo ve dvě poloviny (levou a pravou). Mediánní rovina je vlastně jednou z rovin sagitálních. [11]

Roviny sagitální

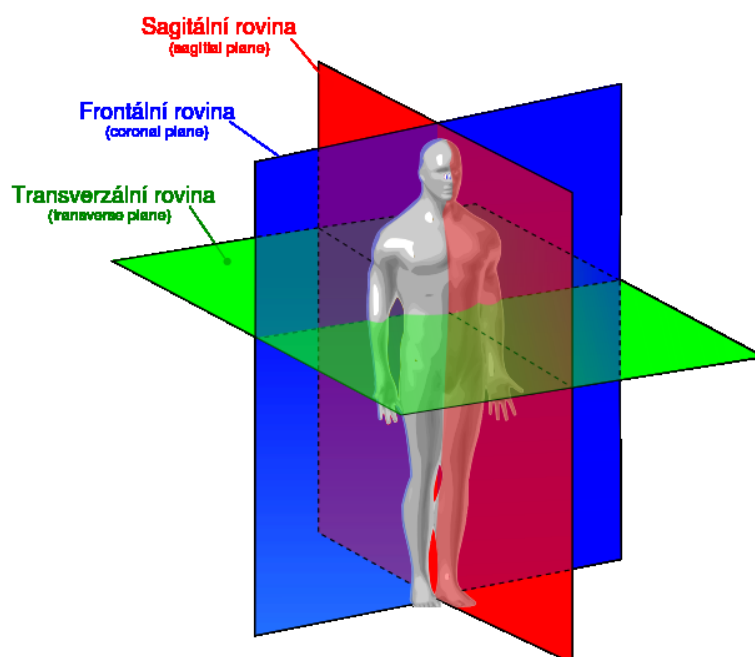
Sagitální neboli šípová rovina (latinsky *sagitta* = šíp) je každá rovina rovnoběžná s rovinou mediánní. [11]

Roviny frontální

Svislé roviny probíhající pravolevě tělem, rovnoběžné s obličejem, tedy kolmo na roviny sagitální. [11]

Roviny transverzální

Procházejí vždy (při jakékoliv poloze těla) kolmo k podélné ose dané části těla. V základním anatomické poloze jsou u člověka orientovány horizontálně, kolmo na roviny sagitální i frontální. [11]



Obrázek 14: Základní anatomické roviny [10]

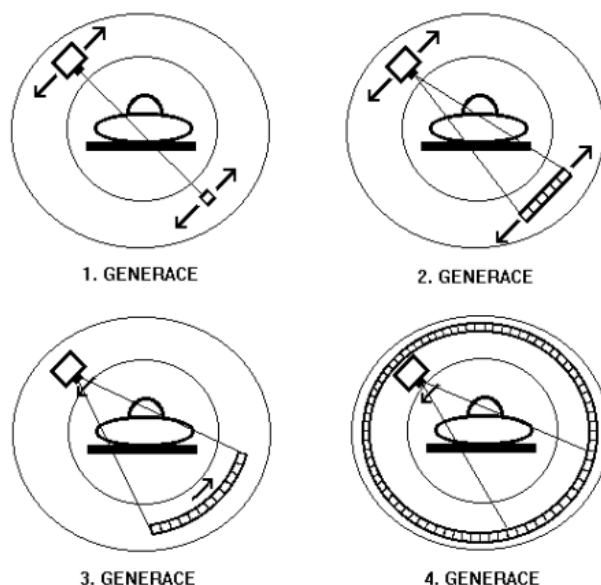
4 Výpočetní tomografie (CT)

Výpočetní tomografie, označovaná zkratkou CT z anglického výrazu *computed tomography*, je zobrazovací metoda, která umožňuje za použití rentgenového záření zobrazit celé tělo v sérii řezů. Princip této metody se značně liší od konvenčního rentgenového zobrazení. Obraz není v tomto případě „stínem“ vrženým na film nebo stínítko. Jedná se o matematickou rekonstrukci příčného řezu tělem pacienta. Výpočetní tomografie zobrazuje i měkké tkáně, např. slezinu, pankreas, ledviny, mozek, svalstvo. [12] [13]

4.1 Generace CT

Výpočetní tomografy první generace prováděly vyšetření pomocí úzkého svazku rentgenového záření procházejícího tělem od rentgenky k vhodnému detektoru (scintilačnímu nebo proporcionálnímu počítači). Detektor byl umístěn na společném rámu přímo proti rentgence. U druhé generace tomografů se úzký svazek rozšířil do vějíře dopadajícího na několik detektorů. [13]

Dnes jsou využívány přístroje zejména třetí generace. Rentgenové svazky jsou ploché a divergentní. U třetí generace CT přístrojů jsou detektory uspořádány do oblouků, k lineárním posunům již nedochází, celý systém se plynule otáčí kolem pacienta. U čtvrté generace jsou detektory usprádané do kruhu kolem pacienta a kolem jeho těla krouží jen rentgenka. Rozdíly mezi jednotlivými generacemi CT přístrojů jsou znázorněny na (Obrázek 15). [13]



Obrázek 15: Čtyři generace výpočetních tomografů [11]

Nejmodernější přístroje, *spirální výpočetní tomografy*, pracují podobně jako čtvrté generace, navíc však může docházet k posunu pacienta a výsledkem může být trojrozměrná rekonstrukce jeho tkání. Podobné výsledky poskytují přístroje, které jsou vybaveny několika kruhovými systémy detektorů, což umožňuje současné pořizování tomogramů v několika sousedních rovinách (*vícevrstvé CT – multi-slice CT*). [13]

4.2 Princip CT a vznik obrazu

Při klasické skiografii dostáváme obraz sumační, ve kterém není poznat, zda je překážka záření v popředí nebo v pozadí, kdežto u CT dostáváme informaci z různých hloubek tkáně. [13]

Pro všechny výpočetní tomografy platí, že jednotlivý rentgenový paprsek prochází tělem a jeho intenzita se snižuje dle průměrného koeficientu zeslabení tkání, jimiž prochází. Posunem systému rentgenka-detektor nebo snímáním signálu z mnoha detektorů současně jsou získávány tzv. *absorpční profily*. Tyto profily jsou digitalizovány a pomocí počítače matematicky zpracovávány. Tomogram zobrazený na monitoru počítače je tvořen body o různých odstínech šedi. Bylo by nepraktické těmto odstínům šedi přiřazovat přímo hodnoty naměřených koeficientů útlumu, místo toho byla zavedena tzv. Hounsfieldova jednotka (HU) neboli CT číslo. [13]

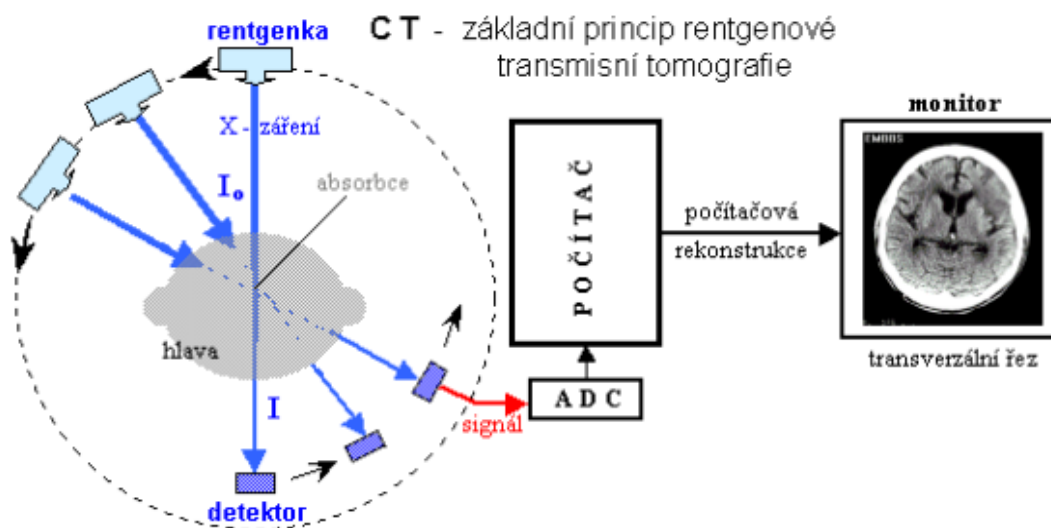
$$CT \text{ číslo } (HU) = \frac{\mu_T - \mu_w}{\mu_w} \cdot k \quad (4)$$

kde μ_T je koeficient zeslabení tkáně

μ_w je koeficient zeslabení vody

k je smluvená konstanta o velikosti 1000

Z této definice plyne, že vodě přísluší ve stupnici CT čísel „0 HU“ a vzduchu hodnota „-1000 HU“, protože koeficient zeslabení vzduchu je téměř nulový. Pro kompaktní kost vychází hodnota přibližně „+1000 HU“. [13]



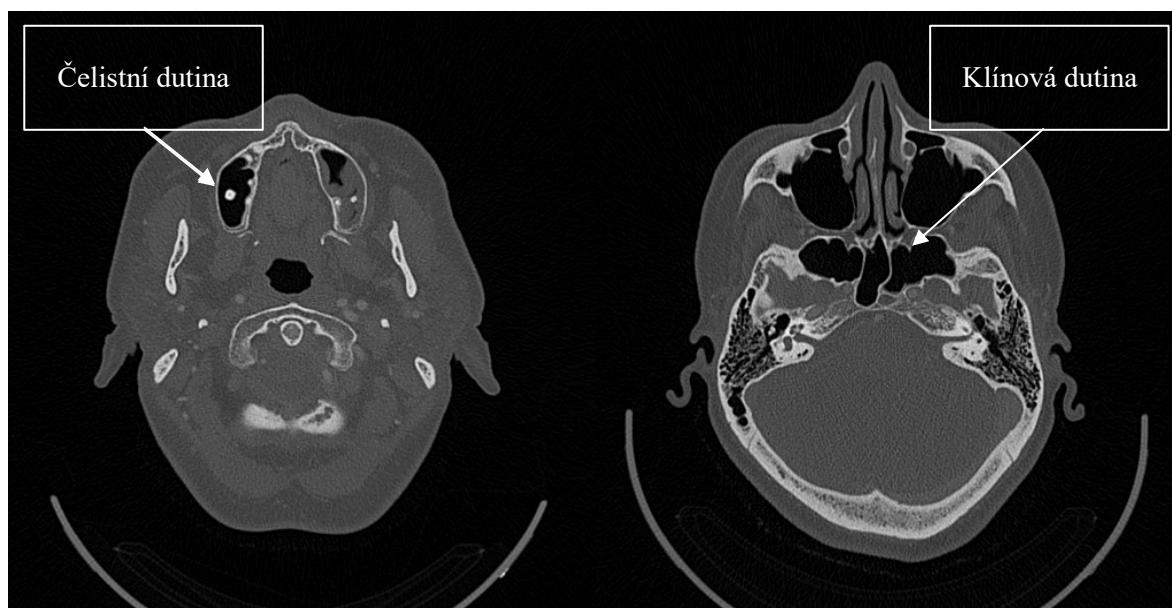
Obrázek 16: Princip výpočetní tomografie [12]

5 Identifikace vedlejších dutin nosních na snímcích CT

Průměrné vyšetření pomocí výpočetní tomografie v oblasti hlavy, se zaměřením na vedlejší dutiny nosní, obsahuje 450 snímků. Identifikace jednotlivých dutin na snímcích je mnohdy náročná i pro samotné lékaře. Pro správnou identifikaci jsou potřebné transversální, sagitální i frontální řezy. Pouze na základě těchto tří rovin dokáže lékař přesně určit, o jaký druh dutiny se jedná. I definice samotné dutiny je rozdílná. Jeden názor zastává toho, že za nosní dutinu je považována každá vzduchem vyplněná dutina (pneumatizovaná kost). Druhý uvádí dutinu jako její kostěnou část. Tato otázka je často diskutována v České republice i ve světě. Z toho důvodu byly rozeslány emaily na různá pracoviště v České republice lékařům otorinolaryngologických pracovišť s dotazem, jak definují vedlejší dutiny nosní. Tyto ohlasy se u jednotlivých odpovědí lišily, proto se usoudilo, že je tento názor silně individuální a daný lékař si může stanovit sám, co do dané volumetrické studie zahrne. Zda se bude jednat pouze o vzduchem vyplněnou část, či kostěnou stránku dutin.

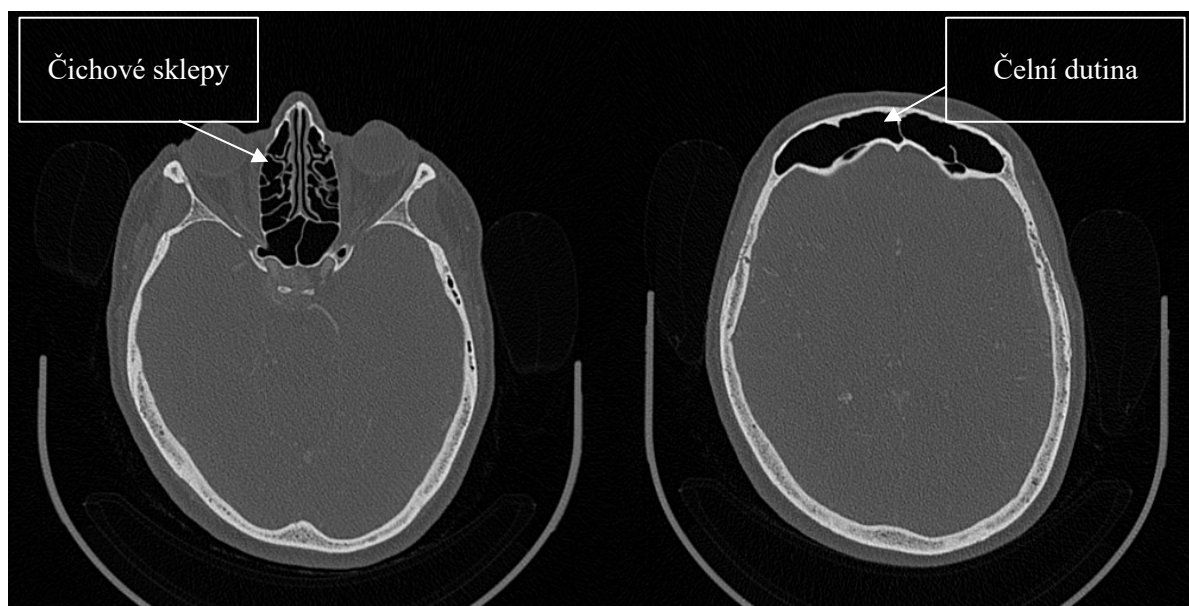
Odhadované rozmezí jednotlivých dutin na snímcích CT:

- Čelistní dutina (*sinus maxillaris*) – 27–136 snímek
- Klínová dutina (*sinus sphenoidalis*) – 80–168 snímek



Obrázek 17: Čelistní dutiny (vlevo) a klínové dutiny (vpravo) na snímcích CT

- Čichové sklepy (*sinus ethmoidales*) – 134–165 snímek
- Čelní dutina (*sinus frontalis*) – 197–297 snímek



Obrázek 18: Čichové sklípky (vlevo) a čelní dutiny (vpravo) na snímcích CT

Odhadované rozmezí vedlejších nosních dutin, na snímcích CT, bylo vydefinováno k ulehčení orientace a zrychlení při výběru snímků v modulu pro jejich následné načtení a zpracování. Celá série, jak již bylo řečeno, obsahuje 450 snímků, z toho dutiny začínají čelistními na snímku 28 a končí na 297 snímku dutinami čelními. Další snímky jsou v oblasti dolní čelisti a lebky, které by byly při segmentaci nevyužity. Proto k tomuto účelu slouží nástroj *Prohlížeč snímků*, ve kterém si lékař, případně jakákoli osoba obsluhující tento modul, může prohlédnout snímky, zjistit začátek a konec jednotlivých vedlejších dutin na snímcích, ty si může načíst a dále připravit pro segmentaci. Zmiňovaný *Prohlížeč snímků* je popsán v kapitole (7.3).

6 Metody pro analýzu a zpracování snímků CT – nosní dutiny

6.1 Analýza a výběr typu snímků CT nosních dutin

Na samotném začátku bylo nutné specifikovat snímky CT, které budou dále zpracovávány v navrhovaném modulu. Snímky byly pořízeny ve Fakultní nemocnici Ostrava pro kliniku otorinolaryngologie a chirurgie hlavy a krku. K dispozici byly tři druhy snímků s rozlišením 512×512 pixelů. U jednotlivých vyšetření pomocí výpočetní tomografie (CT) je možné nastavit několik protokolů, které mají různé parametry. V tomto případě byl důležitým parametrem rekonstrukční (kernelový) filtr *H30f* a *H60f*, které ovlivňují ostrost snímků.

Kernelové filtry nesou označení čtyřmi znaky jako například H60f, kde:

Pozice 1 – typ kernelu (B = body, C = child head, H = head, U = ultra high resolution)

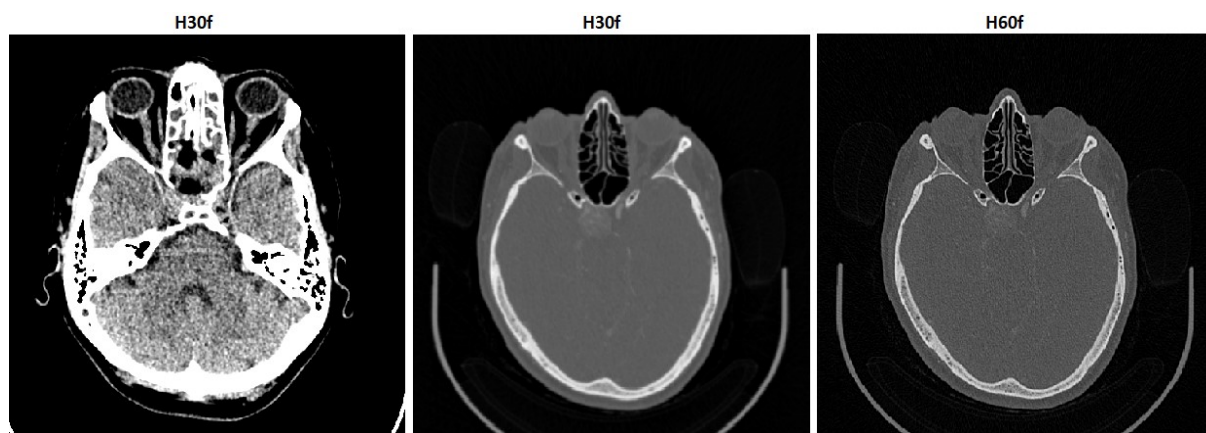
Pozice 2 – rozlišení (0–9) čím vyšší číslo, tím větší rozlišení

Pozice 3 – verze (0–9)

Pozice 4 – skenovací mód (f = fast, s = standard, h = highres, u = ultrahighres)

[14]

Ze všech možných nastavení, které se v nemocnici provádí při vyšetření v oblasti hlavy, byly nejkvalitnější, a pro následné zpracování optimální, snímky s nastavením filtru *H60f* (Obrázek 19). Na tomto snímku jsou nejlépe viditelné struktury tkání a pro správnou funkci aktivních kontur velmi důležité přechody mezi jednotlivými čichovými sklípky a ostatními vedlejšími dutinami.



Obrázek 19: Tři druhy snímků CT s různým nastavením filtrů

Všechny snímky, které byly dodány pro testování, byly ve formátu DICOM, který se standardně používá v nemocnicích. Z tohoto důvodu bylo nutné dodatečně vytvořit program „*DICOM_prevodnik*“ pro převod z formátu DICOM (.dcm) do jiných obrazových formátů, jako jsou .bmp, .jpg, .png. S takovými formáty již dokáže pracovat systém *FOTOM 2008 Plus* (dále jen FOTOM) a vytvářený modul v rámci této diplomové práce (kapitola 7).

6.2 DICOM

Snímky jsou nejčastěji ukládány ve formátu DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*), což je mezinárodní datový standard pro přenos medicínských snímků. [15]

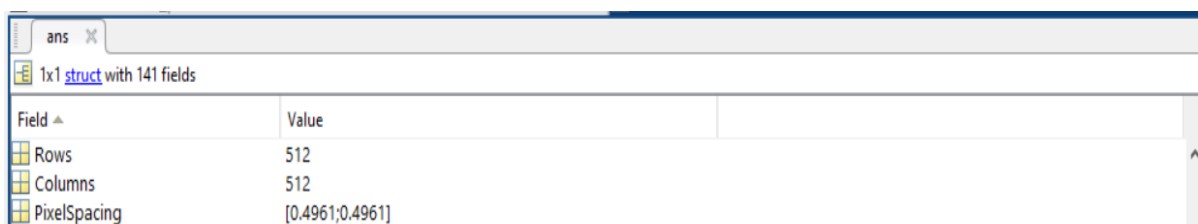
Jednotlivé obrázky mají dvě základní části. Popis vlastní bitmapy a blok s tzv. DICOM tagy. DICOM tagy jsou textová pole nesoucí informaci o pacientovi modalitě, parametrech snímkování apod. V této hlavičce jsou také neseny jednoznačné identifikátory, které popisují jedinečnost každého snímku a jsou sdružovány do sérií, série do vyšetření (nebo studií) a vyšetření do pacienta. [16]

Formát DICOM je klíčovou součástí systému PACS, je to systém kde se ukládají veškeré digitální snímky ze všech pracovišť nemocnice (CT, MR, UZV a další), který dále umožňuje sdílení mezi ostatními pracovišti uvnitř i mimo nemocnici, ale i do výzkumných ústavů a laboratoří. [17]

Přepočet pixelu na reálnou velikost v mm

Přepočet pixelů byl nutný pro zjištění reálné velikosti snímku v milimetrech. Tento přepočet se pak uplatňuje v generovaném textovém formátu *FTM* jako *GLOBALNI proměnná* (kapitola 7.3.2), sloužící jako vřícovací body pro orientaci na snímku (levý horní roh – pravý dolní roh).

Pro tento výpočet je nutné nejprve zjistit nastavení CT, které je získáno pomocí příkazu *dicominfo* v MATLABu. Po zadání příkazu se zobrazí výpis s parametry CT, jež byly při vyšetření nastaveny. Nejdůležitější je pole *PixelSpacing*, které vyjadřuje velikost jednoho pixelu v milimetrech (Obrázek 20).



Field	Value
Rows	512
Columns	512
PixelSpacing	[0.4961; 0.4961]

Obrázek 20: Údaj o velikosti pixelu v mm – *PixelSpacing*

Z údaje *PixelSpacing* pak lze vypočítat reálnou velikost snímku v milimetrech:

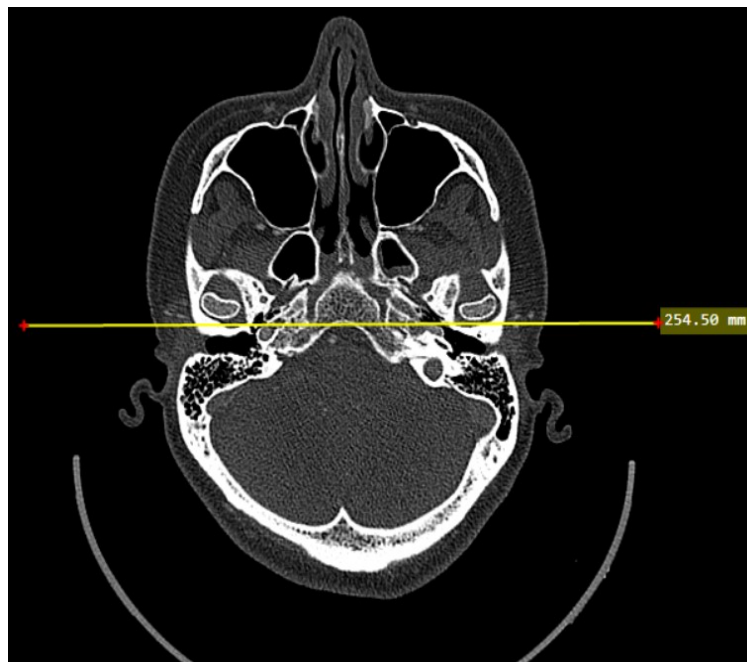
$$\text{Snímek CT (mm)} = \text{rozlišení v pixelech} \times \text{PixelSpacing} \quad (5)$$

$$\text{Snímek CT (mm)} = 512 \times 0,4961 = 254,0032 \text{ mm} \quad (6)$$

Z výsledku je zřejmé, že jedna strana snímku je tedy 254,0032 mm.

Pro kontrolu, zda vypočtená velikost odpovídá realitě, bylo provedeno přibližné ověření v programu MicroDicom. Tento program je volně dostupný a umožňuje prohlížení medicínských snímků

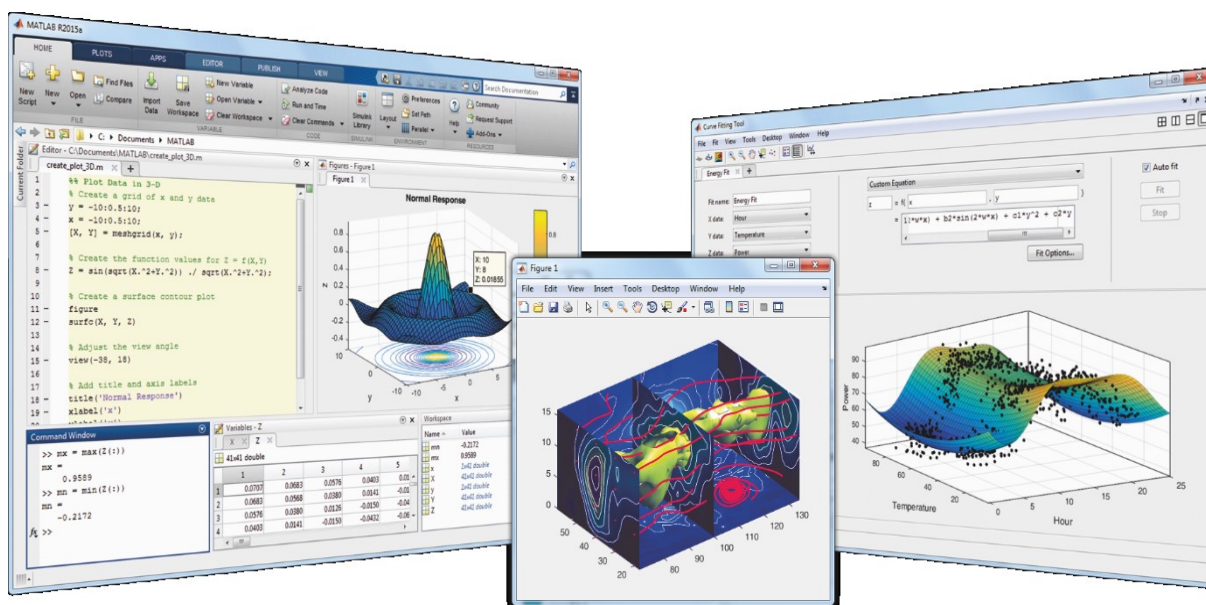
a obsahuje funkci *distance*, díky které je možné měřit vzdálenost různých objektů a struktur na snímku (Obrázek 20).



Obrázek 21: Ověření v prohlížeči medicínských snímků MicroDicom

6.3 MATLAB

MATLAB je úzce specializovaný jazyk pro technické výpočty, analýzu dat, vizualizaci a vývoj algoritmů. Jeho název je odvozen z překladu matematic laboratory. Poskytuje řešení v oblastech, jako je aplikovaná matematika, strojové učení, zpracování signálů a komunikace, zpracování obrazu a počítačového vidění, finanční analýza a modelování, návrh řídicích systému, robotika a mnoha dalších. [18] [19]



Obrázek 22: Ukázka prostředí programu MATLAB [13]

Software MATLAB je možné doplnit přídatnými moduly (*Toolboxy*). Mezi nejznámější přídatný modul patří *Simulink*. Velká výhoda MATLABu je, že disponuje velkou řadou přednastavených funkcí, které usnadňují uživateli práci. [18]

Mezi klíčové vlastnosti MATLABu patří:

- Vysokoúrovňový jazyk pro technické výpočty
- Velké množství aplikačních knihoven
- Podpora vícerozměrných polí a datových struktur
- Velké množství nástrojů pro graficko-uživatelské rozhraní
- Možnosti importu a exportu dat nejrůznějších formátů

[18]

Výstupy

Výpočetní kód včetně výsledků může být automaticky publikován. Algoritmy a aplikace mohou být distribuovány jako samostatně spustitelné programy, jako komponenty pro integraci s jinými softwarovými prostředím (např. *Excel*), nebo ve formě přenositelného zdrojového kódu v jazyce C vygenerovaného z algoritmů postavených na podmnožině jazyka MATLABu. [19]

6.4 Systém Fotom 2008

Fotogrammetrický systém FOTOM je vyvíjen od roku 2001 na katedře informatiky Vysoké školy Báňské. Prvotně sloužil k proměřování důlních jam. Nové verze se zaměřují na medicínské snímky a umožňují podrobnější 2D a 3D analýzu snímků a animace procesu měření.

Moduly systému FOTOM 2008

Fotogrammetrický systém FOTOM je modulární systém (program), který je sestaven z několika modulů. Každý z těchto modulů vykonává svou funkci nezávisle na ostatních.

Modul FOTOM 1 – využívá se pro detekci zájmových bodů a umožňuje ukládání *FTM* formátu

Modul FOTOM 2 – využívá se pro měření série 2D snímků, měření odchylek, 2D modelování

Modul FOTOM 3 – využívá se pro 3D modelování polygonální

Modul FOTOM 4 – využívá se pro vytváření 2D animací

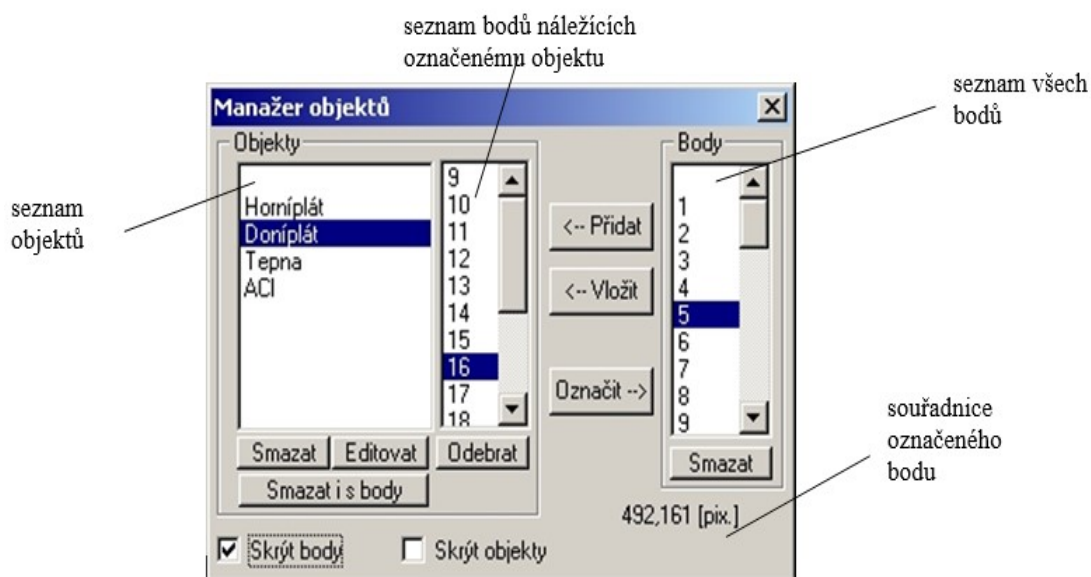
Modul FOTOM 5 – využívá se pro rozpoznávání zájmových bodů a objektů

[20]

Manažer objektů

Manažer objektů poskytuje možnost komfortní práce s *FTM* scénou a je obohacen především o možnost interaktivní editace bodů objektů polygon, tzn. přímé vkládání a odstraňování jednotlivých bodů z tohoto objektu.

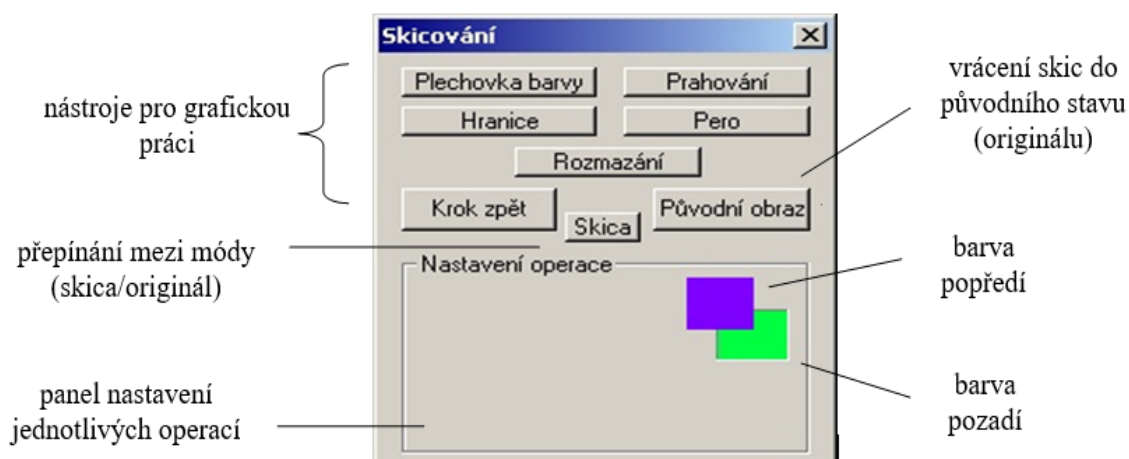
Výstup modulu, textový soubor *FTM*, bude dále s tímto manažerem objektů pracovat v systému *FOTOM 2008*. [21]



Obrázek 23: Manažer objektů v systému FOTOM [14]

Panel grafických nástrojů

Za účelem zjednodušení práce se snímkem je navržen nástroj *skicy*. Opakovanou prací se snímkem se dospělo k závěru, že je vhodné rozdělit zobrazování pozadí do dvou módů. V prvním klasickém módu je na pozadí pasivně zobrazena originální bitmapa načtená z přidruženého BMP souboru. Druhý mód je zobrazení kopie originálního snímku, v níž by uživatel měl k dispozici sadu grafických nástrojů pro její modifikaci dle své úvahy. Mezi oběma módy je možno kdykoliv přepínat a porovnat modifikovanou skicu s původním originálem. V obou módech bude samozřejmě zachována možnost editace a práce se zájmovými body a objekty. Potřebné a pro zpřehlednění obrazu nejvýhodnější nástroje jsou popsány v následujících částech (vyplnění, prahování, hranice, pero, rozmazání). Tyto nástroje pro práci s obrazem jsou soustředěny v panelu *skicování*. [21]



Obrázek 24: Panel grafických nástrojů (skicování) [14]

6.5 Segmentace a zpracování snímku

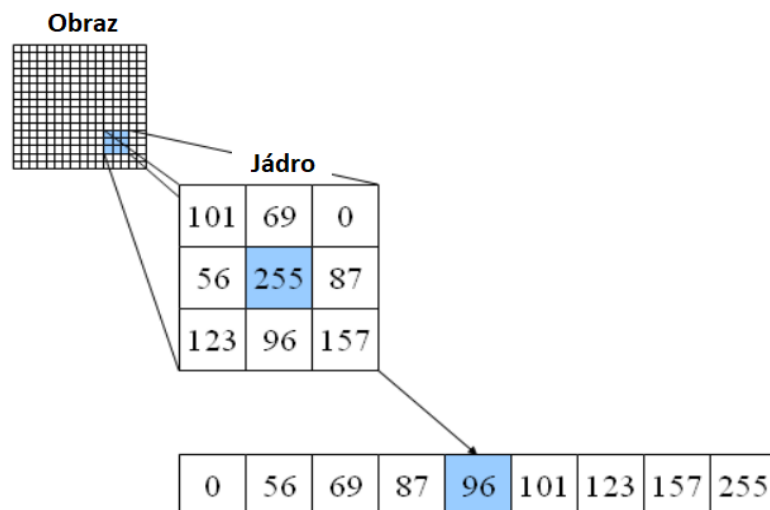
Segmentace medicínských snímků je sama o sobě velmi komplikovaným procesem kvůli nežádoucím artefaktům v obraze, které vznikají při samotném vytváření snímků zobrazovacích technik. Je to komplexní proces skládající se z několika kroků. Vstupní obraz je většinou nutné nějakým způsobem upravit, například odstranit šum.

Snímky z CT bylo nutné kvůli svému šumu a kvalitě před aplikací aktivních kontur nejprve předzpracovat. Na nativní snímky se aplikovalo postupně několik funkcí. V prvním kroku je proveden převod z RGB do škály šedé, a to funkcí *mat2gray*. Tento převod je nutný pro aplikaci aktivních kontur a také pro následné zpracování v systému *FOTOM 2008*. Pro filtraci medicínských snímků z CT byl použit mediánový filtr *medfilt2* a následně byl snímek interpolován pomocí vytvořeného algoritmu *Interpolate*, pro zjemnění pixelů dutin na rozhraní vzduch–kost.

6.5.1 Mediánový filtr

Pro zpracování obrazu se hojně využívá mediánový filtr, který slouží k vyhlazení obrazu. Mediánová filtrace vykazuje velmi dobré výsledky při potlačení specifického šumu černých a bílých bodů v obraze. Tento filtr využívá konvolučního jádra, které se posouvá po obraze a podle intenzity seřadí obrazové body (pixely) z okolí bodu a daný bod nahradí z řady hodnot tou, která je právě uprostřed posloupnosti intenzit jasu obrazových bodů z okolí (medián) (Obrázek 25).

Pokud se vyskytne sudý počet prvků, vyberou se prostřední dva prvky s tím, že se utvoří jejich aritmetický průměr. [22][23]



Obrázek 25: Princip mediánového filtru s konvolučním jádrem 3x3 [15]

Na rozdíl od průměrového konvolučního filtru má mediánový filtr pouze minimální vliv na ostatní části obrazu, především nepůsobí příliš negativně na hrany v obraze a nezpůsobuje tak jejich rozmazávání. [22] [23]

6.5.2 Interpolace

Interpolace (lat. *Inter-polare*, vylepšit vkládáním) v numerické matematice znamená nalezení přibližné hodnoty funkce v nějakém intervalu, je-li její hodnota známa jen v některých bodech tohoto intervalu. Při interpolaci dochází k výpočtu nových bodů z hodnot originálního obrazu, jež leží v blízkosti bodu vypočítávaného. Stupeň interpolace udává, kolik nových bodů je z původních vypočítáno. Dochází zde tedy ke zvětšení rozlišení interpolovaného obrazu. Stupeň interpolace udává, kolik nových bodů je z původních vypočítáno. Podle toho, jakou má křivka povahu a kolik využívá původních bodů, existuje několik základních typů interpolace: [24] [25]

Nearest-neighbor (Metoda nejbližšího souseda)

Metoda nejbližšího souseda je považována za nejjednodušší interpolační metodu. Její princip spočívá v tom, že při výpočtu nového bodu se duplikuje hodnota nejbližšího originálního bodu. Výhodou této metody je její rychlost a zachování hran. Velká nevýhoda je zde v tom, že dochází ke ztrátě hladkosti na přechodech hran. [24] [25]

Lineární interpolace

Lineární nebo bilineární interpolace spočívá v proložení originálních pixelů lineární křivkou. Váženým průměrem se na této křivce vypočítají nové body. Na 2D obrazu jsou nové body vypočítávány ze čtyř původních. Díky jednoduchému výpočtu, rychlosti a dostatečné kvalitě, je tato metoda vhodná pro zpracování větších datových objemů. [23] [24]

Kvadratická interpolace

U kvadratické interpolace dochází k proložení diskrétní funkce parabolou. Do výpočtu jsou zahrnuty více jak dva body. Počty bodů, které jsou zahrnuty, jsou závislé na vzdálenosti jednotlivých originálních bodů od sebe. [24] [25]

Kubická interpolace

Kubická interpolace spadá do skupiny polynomických a podobá se svým principem interpolaci kvadratické. Rozdíl je v tom, že se zde využívá proložení polynomickou křivkou třetího řádu. Tato interpolace pracuje s šestnácti vstupními body, čímž je docíleno větší kontinuity v oblasti hran. [24] [25]

Existuje další, široká škála interpolačních metod jako například:

- Langrange
- Gaussian
- Kring
- Inverse distance weighting

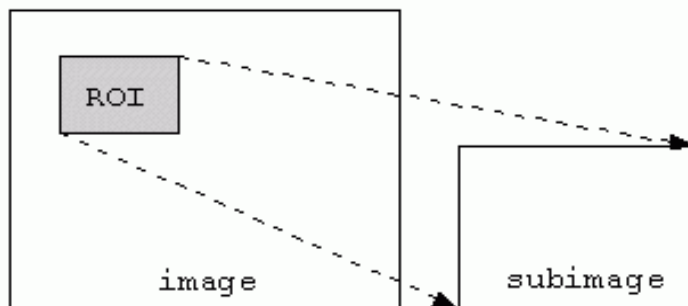
[25]

6.5.3 Region of interest (ROI)

Vzhledem ke komplexnosti některých dat lze využít funkcionalitu, která se nazývá *Region of Interest* (ROI). Pomocí ROI lze vybrat jen určitou část obrazu a tu zpracovat. Jedná se o vybranou podmnožinu vzorků v rámci souboru dat identifikovaných pro konkrétní účel. Koncept ROI se běžně

používá v mnoha aplikačních oblastech. Například při lékařském zobrazování mohou být hranice nádoru definovány na obrázku nebo v objemu za účelem měření jeho velikosti. [26]

Tento přístup byl zvolen pro přímé zacílení požadované vedlejší dutiny a pro následnou aplikaci aktivní kontury. Nepracovalo se tak s komplexním snímkem. Tím se zmenšila i velikost snímku a urychlil se tím výpočetní čas.



Obrázek 26: Příklad funkce výběru oblasti zájmu (ROI) [16]

6.6 Aktivní kontury

Tato metoda je označována za jednu z nepokročilejších metod segmentace obrazu. Spadá do tzv. deformovatelných modelů a lze si ji představit jako definovatelnou křivku v daném obraze, která na základě působení energií deformuje postupně svůj tvar, až do chvíle, dokud nedosáhne hranice námi segmentovaného útvaru. Důležité je, aby byla počáteční inicializace křivky aktivní kontury v blízkosti objektu (nejlépe uvnitř), který chceme segmentovat. Při špatném umístění inicializační křivky může být kontura přitahována artefakty v obraze a okolními objekty, což může vést k neúspěšné segmentaci. [25]

6.6.1 Parametrické aktivní kontury

Poprvé byla tato metoda popsána v roce 1987 v práci Kasse, Witkina a Terzopoulou [28], kde jsou aktivní kontury také nazývány jako hadi (angl. *snakes*). Křivka je podle těchto autorů ovlivňována několika energiemi. Vnitřní energie ovlivňuje hladkost a táhlost křivky a zabraňuje vzniku rohů, energie obrazu zajišťuje přitahování křivky k liniím a hranám a vnější energie přitahuje křivku k lokálním minimům. Počáteční umístění křivky je nadefinováno buď přímo uživatelem softwaru, nebo předem nastaveným algoritmem. [25] [28]

Celková energie aktivní kontury je vyjádřena součtem vnitřní energie, vnější energie a energie obrazu. Uvažujeme křivku definovanou parametrickou rovnicí $v(s) = (x(s), y(s))$, kde $s = 0$ značí počátek křivky, $s = 1$ značí konec křivky a $x(s), y(s)$ značí souřadnice bodu ležícího na křivce.

Celková energie se potom vypočítá ze vztahu: [28]

$$\begin{aligned} E_{snake}^* &= \int_0^1 E_{snake}(v(s)) ds \\ &= \int_0^1 E_{int}(v(s)) ds + E_{image}(v(s)) + E_{con}(v(s)) ds \end{aligned} \quad (7)$$

kde E_{int} vyjadřuje vnitřní energii, externí energie je ze vztahu rozdělena na E_{image} a E_{con} . E_{image} je energie obrazu a E_{int} je energie bodů počáteční kontury. [28]

Interní energie

Interní energie je dána vzorcem: [28]

$$E_{int} = \frac{\alpha(s)|v_s|^2 + \beta(s)|v_{ss}|^2}{2} \quad (8)$$

kde parametr α udává pevnost křivky působící proti roztažení a snaží se minimalizovat vzdálenost mezi jednotlivými body. Parametr β udává tuhost proti stlačení a reprezentuje pružnost křivky. Nastavením těchto dvou parametrů můžeme definovat, jakým způsobem se bude kontura formovat v rozích a zda bude mít hladký průběh, nebo bude přesně kopírovat hrany objektu. [28]

Energie obrazu

Celková energie obrazu je vyjádřena je definována: [28]

$$E_{int} = w_{line}E_{line} + w_{edge}E_{edge} + w_{term}E_{term} \quad (9)$$

Nastavením vah w_{line} , w_{edge} a w_{term} lze ovlivnit vlastnosti kontury při jejím pohybu. [28]

E_{line} , E_{edge} a E_{term} jsou tři energetické funkce, které matematicky popisují zkoumaný obraz. [25]

Funkce E_{line}

Tato funkce pracuje s jasovou intenzitou obrazu v bodě (x, y) . Podle nastavení váhy w_{line} bude kontura tíhnout ke světlým nebo tmavým oblastem. [28]

$$E_{line} = I(x, y) \quad (10)$$

$$E_{line} = -(G_0 * \nabla^2 I)^2 \quad (11)$$

Funkce E_{edge}

V tomto případě kontura inklinuje do oblasti s vysokou hodnotou gradientu (tedy do lokálního minima). Výhodné je opět použití některého z filtrů a to protože, oblast našeho zájmu může být zašuměná, popř. gradient může být v dané lokaci málo výrazný. [28]

$$E_{edge} = -|\nabla I(x, y)|^2 \quad (12)$$

Funkce E_{term}

Slouží pro detekci konce hran a ostré hrany. Využívá se zde jemně rozmazaného obrazu. Funkce je dána: [28]

$$E_{term} = \frac{\partial \theta}{\partial n_{\perp}} = \frac{\partial^2 C / \partial n_{\perp}^2}{\partial C / \partial n} = \frac{C_{yy}C_x^2 - 2C_{xy}C_xC_y + C_{xx}C_y^2}{(C_x^2 + C_y^2)^{3/2}} \quad (13)$$

kde C reprezentuje lehce rozmazaný obraz (14), θ je úhel gradientu (15), n a n_{\perp} jsou vektory (rovnoběžný a kolmý) ke směru gradientu (16)(17): [28]

$$C(x, y) = G_{\sigma}(x, y) \cdot I(x, y) \quad (14)$$

$$\theta = \tan^{-1} \frac{C_y}{C_x} \quad (15)$$

$$n = (\cos \theta, \sin \theta) \quad (16)$$

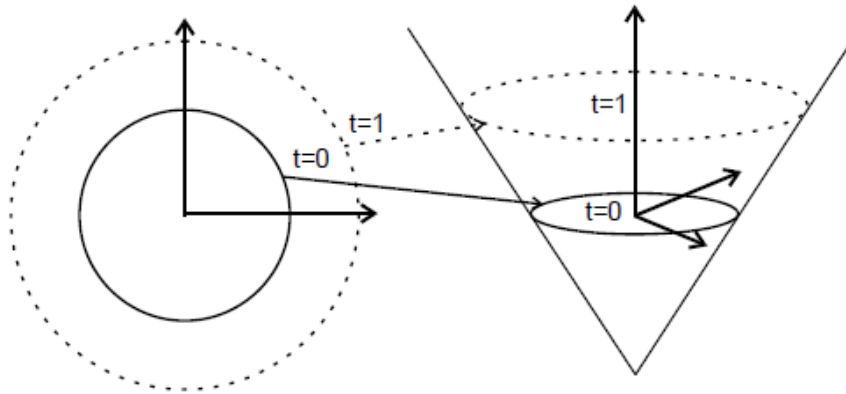
$$n_{\perp} = (-\sin \theta, \cos \theta) \quad (17)$$

6.6.2 Geometrické aktivní kontury

Oproti parametrickým modelům aktivních kontur, mají geometrické aktivní kontury několik výhod. Jednou z výhod je možnost segmentovat několik objektů z obrazu najednou. Hojně využívanou a uznávanou metodou je metoda bez hran Chan Vese. Tato metoda není závislá na hranách, jak je tomu u běžných parametrických nebo jiných geometrických kontur. [25] [27]

Level-set metoda

Tato metoda bude popsána pro dvojrozměrný prostor, přestože lze danou metodu definovat i pro víc dimenzí. Level set funkce má tvar $\phi_{x,t}$, kde $x = (x, y)$ jsou souřadnice bodů a t je čas. V daném čase t křivka $\phi_{x,t}$ rozděluje prostor na dvě části. [25] [27]



Obrázek 27: Vývoj kontury u Level-set metody [17]

Level set metodu můžeme definovat pomocí jednotkové kružnice se středem v bodě (0,0):

$$\phi_{x,y} = x^2 + y^2 - 1 \quad (18)$$

Definování vnější oblasti Ω^+ pomocí kružnice:

$$\phi_{x,y} > 0 \quad (19)$$

Definování vnitřní oblasti Ω^- :

$$\phi_{x,y} < 0 \quad (20)$$

Obecně můžeme aktivní konturu zapsat ve tvaru:

$$\Gamma_t = \{x | \phi_{x,t} = 0\} \quad (21)$$

Pro každý bod, ležící ve vnitřní nebo vnější oblasti, lze spočítat vzdálenost od bodu ležícího na kružnici pomocí funkce d_x : [25] [29]

$$d_x = \min(|x - x_c|) \quad (22)$$

kde $x = (x, y)$ je libovolný bod v rovině a $x_c = (x, y)_c$ je bod na křivce.

Zde platí, že body ležící uvnitř křivky mají zápornou hodnotu a body ležící vně mají hodnotu kladnou. [25]

Aktivní kontury bez hran

Aktivní kontura Chan Vese se řadí do geometrických aktivních kontur, které můžeme popsat pomocí level-set metody. Kontura Chan Vese není závislá na hranách, jak je tomu u běžných parametrických nebo jiných geometrických kontur. Tato metoda vychází z Mumford-Shahova funkcionálu. Pomocí něj lze segmentovat popředí od pozadí: [25] [27]

$$\begin{aligned} E(c_1, c_2, \Gamma) = & \alpha \int_{\Omega^+} (n_{x,y} - c_1)^2 dx dy + \beta \int_{\Omega^-} (n_{x,y} - c_2)^2 dx dy \\ & + \gamma \int_p |\Gamma_p| dp \end{aligned} \quad (23)$$

kde c_1, c_2 reprezentuje průměrnou hodnotu intenzity ve vnitřním podprostoru Ω^+ , respektive vnějším podprostoru Ω^- , $n_{x,y}$ je intenzita bodů ve vnitřním a vnějším prostoru, Γ zajišťuje hladkost hranice, kde p jsou body patřící hranici. α, β, γ jsou váhové koeficienty.

Heavisidova funkce umožňuje oddělit popředí obrazu od pozadí podle vztahu:

$$H(\phi_{x,y}) = \begin{cases} 1, & \phi_{x,y} \geq 0 \\ 0, & \phi_{x,y} < 0 \end{cases} \quad (24)$$

Poté lze Mumford-Shahův funkcional přepsat jako: [28]

$$\begin{aligned}
F(c_1, c_2, \phi) = & \mu \int_{\Omega} |\nabla H(\phi_{x,y})| dx dy + v \int_{\Omega} H(1 - \phi_{x,y}) dx dy \\
& + \lambda_1 \int_{\Omega} |n_{x,y} - c_1|^2 (1 - H(\phi_{x,y})) dx dy \\
& + \lambda_2 \int_{\Omega} |n_{x,y} - c_2|^2 (1 - H(\phi_{x,y})) dx dy
\end{aligned} \tag{25}$$

Zde c_1 a c_2 představují průměrné hodnoty popředí a pozadí, které můžeme vyjádřit následovně: [28]

$$c_1 = \frac{\int_{\Omega} n_{x,y} \cdot (1 - H(\phi_{x,y})) dx dy}{\int_{\Omega} (1 - H(\phi_{x,y})) dx dy} \tag{26}$$

$$c_2 = \frac{\int_{\Omega} n_{x,y} \cdot H(\phi_{x,y}) dx dy}{\int_{\Omega} H(\phi_{x,y}) dx dy} \tag{27}$$

λ_1 , λ_2 , μ a v jsou váhové členy. První člen (24) určuje tedy stejně jako v (22) délku hranice, tedy kontury, kdy se při minimalizaci dosahuje větší hladkosti funkce. Druhý člen zaručuje minimalizaci oblasti uvnitř kontury, tedy popředí. Poslední dva členy jsou obdobné prvním dvěma členům ve vzorci (22). [27]

7 Realizace modulu pro detekci nosních dutin na snímcích CT

7.1 Výběr a realizace aktivních kontur

Z průzkumu o aktivních konturách (kapitola 6.6.2) bylo zjištěno, že geometrické kontury umožňují segmentovat několik objektů z obrazu najednou. Této vlastnosti je využíváno u všech vedlejších nosních dutin, z důvodu jejich velmi komplikované anatomické stavby. Protože se v dutinách objevovaly i struktury jako zuby, proměnný počet čichových sklípků, přistoupilo se z tohoto důvodu k využití geometrických kontur, přesněji typ Chan Vese.

Pro správnou funkčnost bylo důležité precizně nastavit parametry, které ovlivňují počet iterací, délku kontur, energie v obraze a celkově usměrňují evoluci křivky. Všechny parametry jsou uvedeny níže a dají se měnit ve funkci *Parametry_kontur*. Pomocí tohoto algoritmu jsou parametry rozděleny na jednotlivé dutiny (*maxillaris_sinus*, *ethmoidales_sinus*, *sphenoidales_sinus*, *frontal_sinus*). Ty jsou přiřazeny jednotlivým *Radio Buttonum* v hlavním GUI a jejich aktivace je provedena pomocí výběru požadované dutiny. Tímto je zajištěna změna parametrů pro každou dutinu zvlášť (viz kapitola 7.3.1).

Parametry kontury

n (NumIter) – počet iteračních kroků

Δt (timestep) – časový krok křivky (vyšší hodnota parametru zajišťuje rychlejší pohyb křivky, ale s větší nepřesností)

μ (mu) – zajišťuje, aby se křivka neodchýlila příliš daleko od své aktuální pozice během své evoluce

α (alf) – konstanta, díky které lze při evoluci křivky nastavit důraz kladený na energii obrazu, která přitahuje křivku ke hranám

ν (nu) – ovlivňuje délku kontury. Nižší hodnota = větší délka kontury

$c0$ (c0) – touto konstantou se násobí hodnoty pixelů uvnitř kontury (její zápornou hodnotou) a vně kontury (její kladnou hodnotou). Vyšší hodnota zajišťuje rychlejší počáteční pohyb právě inicializované kontury

ϵ (epsilon) – šířka Diracova impulsu, ten zrychluje počáteční pohyb inicializované kontury. Vyšší hodnota = rychlejší postup kontury za cenu menší přesnosti

σ (sigma) – parametr Kernelovy funkce, částečně řeší nehomogenitu jasové intenzity. Vyšší hodnota = větší vzdálenost křivky od aktuální pozice během jednoho kroku

λ_1 (lambda1) – při pohybu křivky přikládá váhu uvnitř oblasti

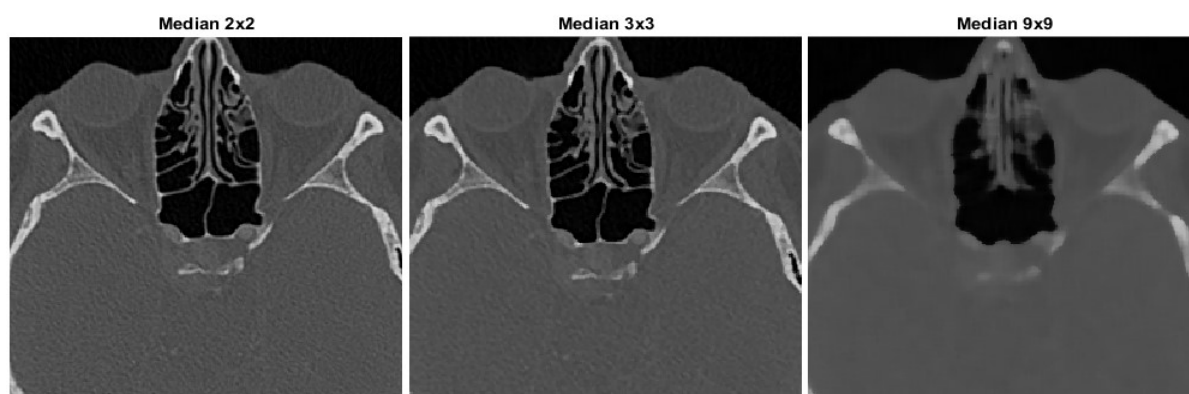
λ_2 (lambda2) – při pohybu křivky přikládá váhu vně oblasti

Údaj v závorce je totožný s označením proměnných v příloženém kódu pro změnu dané veličiny, která slouží k optimálnímu nastavení aktivní kontury. Pokud je parametr λ_1 větší než λ_2 , pak má křivka tendenci smršťovat se. V opačném případě dochází k expanzi.

7.2 Filtrace

Jak již bylo zmíněno v kapitole 6.5, bylo potřebné provést předzpracování snímku. Kvůli velkému rozlišení snímků (512×512 pixelů) byla ze začátku použita i funkce pro zmenšení velikosti *imresize*, která byla nastavena na 50 %. Ta se později prokázala jako neúčinná, neboť docházelo k deformaci struktur v jednotlivých dutinách, a tak byla tato funkce odstraněna.

Jednou z funkcí pro předzpracování je mediánový filtr (funkce *medfilt2*) s konvolučním jádrem 2×2 . Toto jádro bylo zvoleno na základě testování různých velikostí těchto jader s ohledem na výslednou filtraci snímku. Byly testovány tři konvoluční jádra o velikostech 2×2 , 3×3 a 9×9 (Obrázek 28).



Obrázek 28: Tři druhy konvolučních jader mediánového filtru

Z obrázku (Obrázek 28) je zřejmé, že čím větší konvoluční jádro je použito, tím více jsou struktury na snímcích rozmazány. V tomto případě je to kontraproduktivní. Mediánový filtr s jádrem 3×3 vykazuje podstatně lepší výsledky, ale i zde jsou struktury stále rozmazané (např. jednotlivé přepážky mezi čichovými sklípky). Při aplikaci aktivních kontur zde docházelo ke špatné detekci hran, a tím chybnému ohraničení jednotlivých čichových sklípků. Optimální volbou bylo tedy konvoluční jádro o velikosti 2×2 . Toto jádro se sudými prvky v matici má na výstupu vždy celé číslo, i když je medián desetinné číslo. Pro představu, pokud vyjde medián 4,5, funkce toto číslo zaokrouhlí a na výstupu se objeví číslo 4.

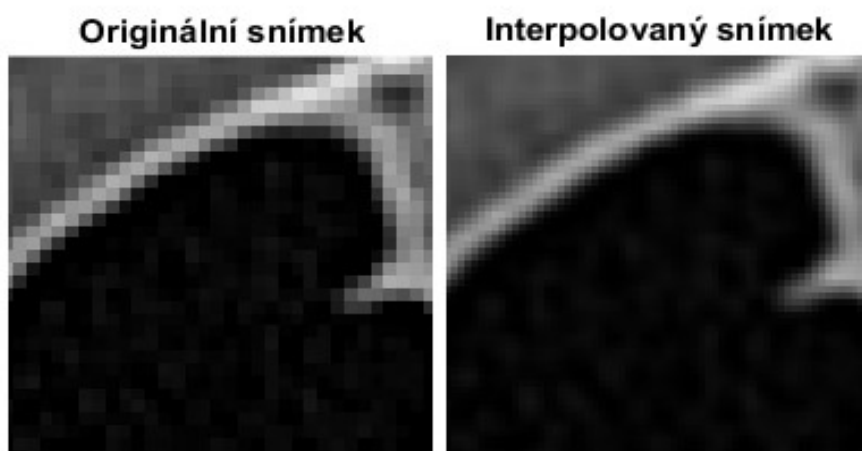
Další algoritmus pro předzpracování snímku je *Interpolace*. Ta je využívána pro zjemnění přechodu pixelů. Existuje několik druhů interpolací (viz kapitola 6.5.2), které pomocí svého algoritmu proloží pixely danou křivkou a vypočítají pixely nové. Každá interpolace je různě výpočetně i časově náročná. V testovací fázi byla zkoumána jak lineární, tak kubická interpolace. Testování probíhalo na snímcích o velikosti 512×512 pixelů a jednotlivé časy byly zaznamenány do tabulky (Tabulka 4).

Tabulka 4: Doba načítání snímků u různých typů interpolací

Typ interpolace	Počet načtených snímků	Čas při načtení [s]
Kubická	10	48,41
Lineární	10	4,59

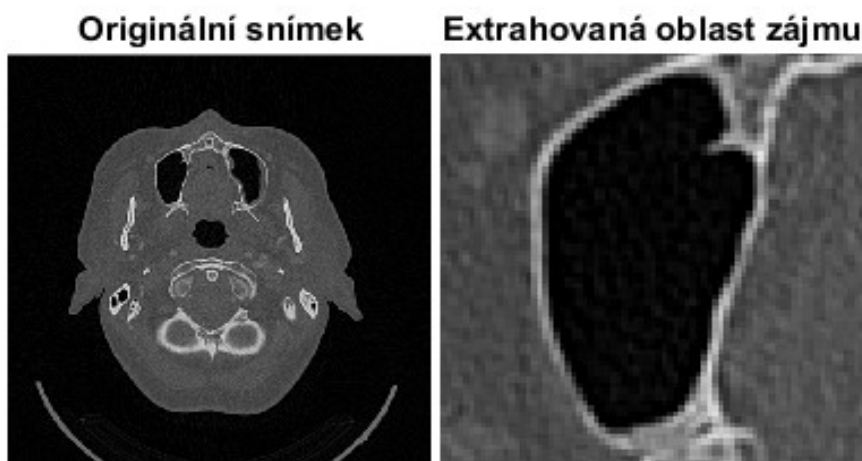
Z výsledků je zjevné, že je nemožné využít kubickou interpolaci z důvodů načítání velkého množství snímků.

Dlouhá doba načítání by v tomto případě byla neefektivní, a proto se přistoupilo k použití lineární interpolace, díky její nenáročnosti na výpočetní čas a dostačující kvalitě.



Obrázek 29: Výsledek lineární interpolace obrazu v detailním zobrazení

Dále se využívá také funkce *imcrop*. Použitím této funkce je možné definovat oblast zájmu (ROI), čímž je možné zacílit se na jednu dutinu, která se bude dále zkoumat (segmentovat). Funkce se spouští pomocí tlačítka *výběr oblasti zájmu* v hlavním okně (viz kapitola 7.3.1).



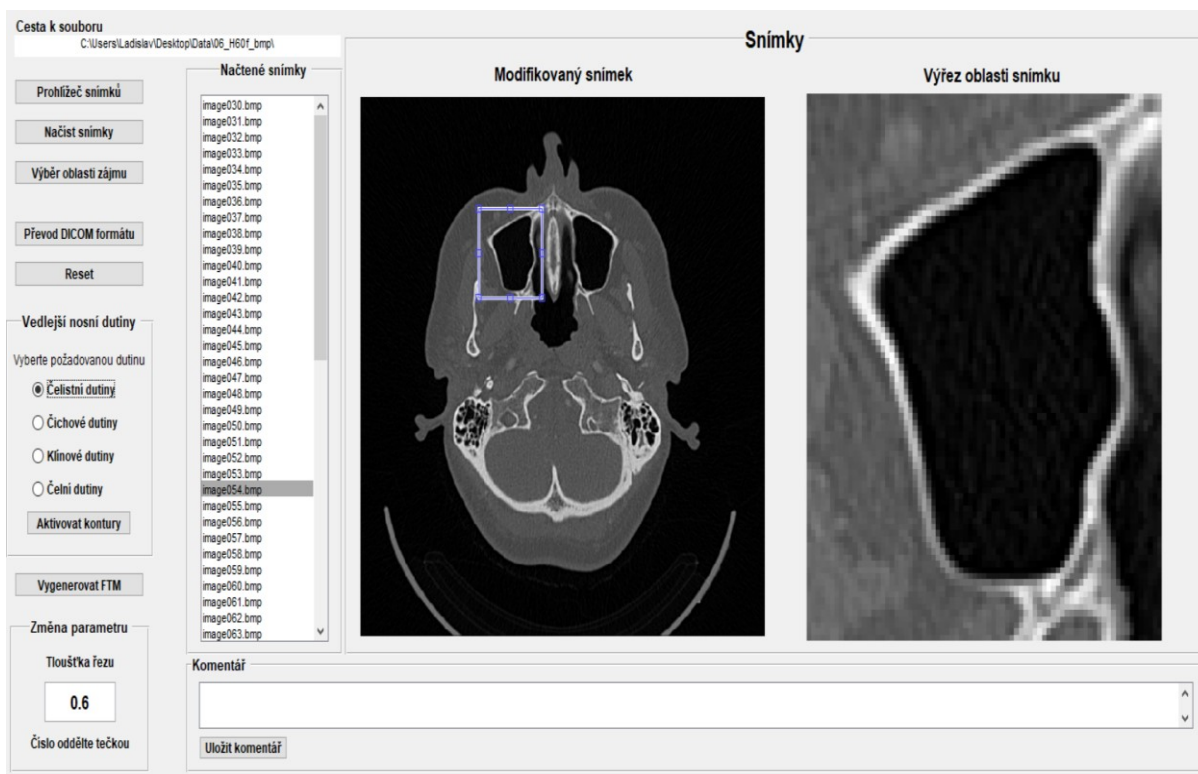
Obrázek 30: Výsledek funkce *imcrop* pro vytvoření ROI a zacílení na určitou dutinu

7.3 Návrh grafického uživatelského rozhraní (GUI)

Tento modul (dále jen program) slouží jako nástroj pro segmentaci nosních dutin pomocí geometrických aktivních kontur. Byl vytvořen v softwaru MATLAB R2015a s využitím grafického uživatelského rozhraní. Výstupní textový soubor *FTM* (popsaný v kapitole 7.3.2), obsahující informace o snímku a aktivních konturách, slouží pro další zpracování v systému *FOTOM*.

7.3.1 Hlavní okno modulu

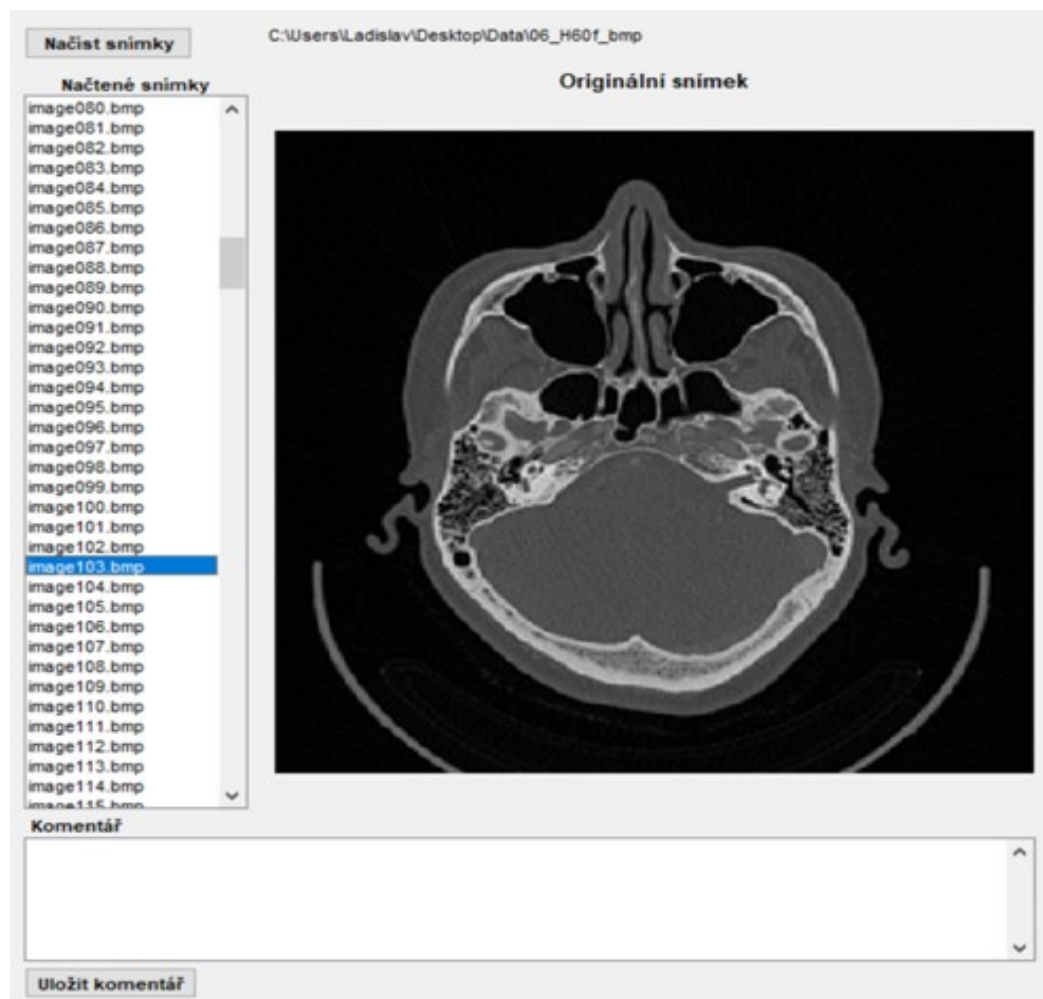
V hlavním okně programu (Obrázek 31) se obsluhují i vykonávají všechny kroky od načtení snímků a jejich předzpracování, až po výslednou segmentaci pomocí geometrických aktivních kontur a vygenerování výstupních textových souborů. Program obsahuje několik samostatných funkcí umožňujících jeho činnost. V hlavním okně bylo nejprve plánováno vytvoření editovacích oken pro změny parametrů aktivních kontur a předzpracování snímků (konvoluční jádro mediánového filtru, změna metody interpolace). Tento plán nebyl uskutečněn z důvodu zjednodušení obsluhy programu. O to více byl kladen důraz při testování těchto parametrů tak, aby byly co nejpreciznější.



Obrázek 31: Grafické rozložení hlavního okna s jednotlivými tlačítky

Postup při obsluze programu:

V první fázi jsou prohlíženy snímky lékařem v prohlížeči snímků. Ten se spouští pomocí tlačítka *Prohlížeč snímků* v hlavním okně (Obrázek 31). Prohlížeč slouží pro rychlejší orientaci ve velkém množství snímků. Zde je umožněno načítání pouze celé série (složky) snímků. Lékař si projde všechny snímky a zjistí, které snímky obsahují vedlejší dutiny, protože se v celé sérii objevují i snímky bez těchto dutin. To se týká snímků ze začátku, kde jsou ještě zahrnuty snímky v oblasti horní čelisti (*maxilla*) a také snímků od konce čelních dutin, kde jsou dále snímky kostí lebky (*cranium*). Ty se do segmentace nezahrnují.

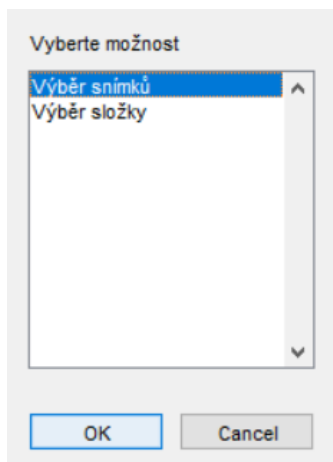


Obrázek 32: Grafické rozložení okna pro načtení a prohlížení snímků

V praxi se lékaři osvědčilo i místo pro případné komentáře, kam si značí poznámky o snímcích. Ve velkém množství snímků nebylo možné zapamatovat poznatky o tom, na jakém snímku určitá dutina začíná nebo končí.

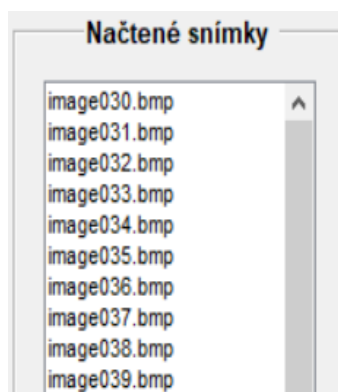
Pokud si lékař prošel snímky, přechází k načtení snímků v hlavním okně pomocí tlačítka *Načíst snímky*. Po stisknutí se zobrazí dialogové okno (Obrázek 33), kde si lékař může zvolit, zda chce načíst celou složku (sérii snímků) nebo pouze snímky dané dutiny, kterou chce segmentovat. Při volbě

možnosti *Výběr snímků* je povolena funkce *Multi Select*, pomocí které je umožněn výběr proměnného počtu snímků dle označení. Program umožňuje načítání snímků ve formátu *.bmp*, *.dcm*, *.jpg* a *.png*.



Obrázek 33: Dialogové okno pro výběr možností při načítání snímků

Každý cyklus, prováděný v hlavním okně, který je náročný na výpočetní čas a trvá delší dobu, je opatřen funkcí *waitbar*. Ta znázorňuje aktuální stav procesu s příslušným popisem prováděné operace. Do hlavního okna jsou již načteny předzpracované snímky (viz kapitola 7.2), které se zobrazí v *ListBoxu* (Obrázek 34).

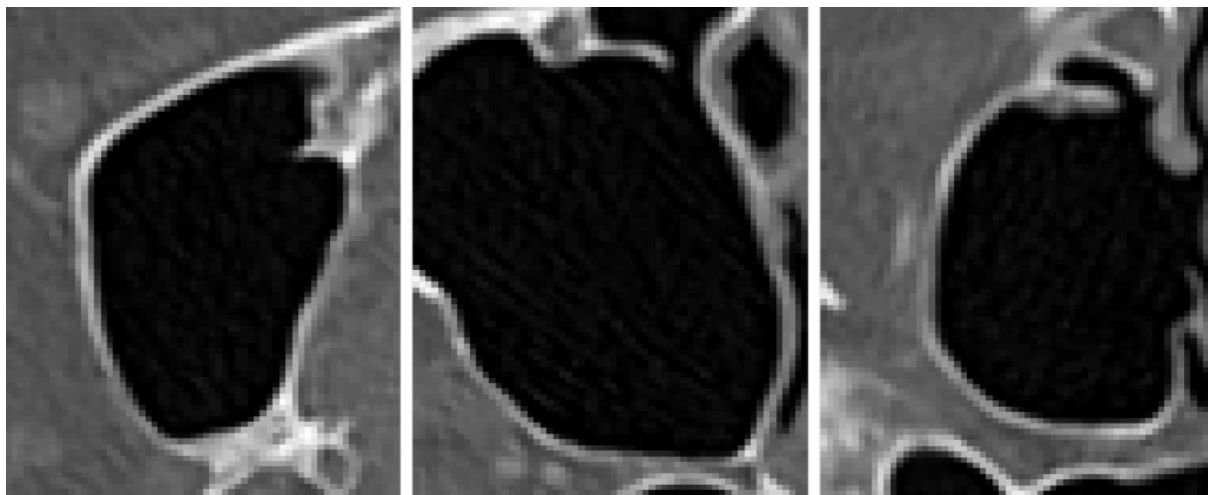


Obrázek 34: Seznam načtených snímků

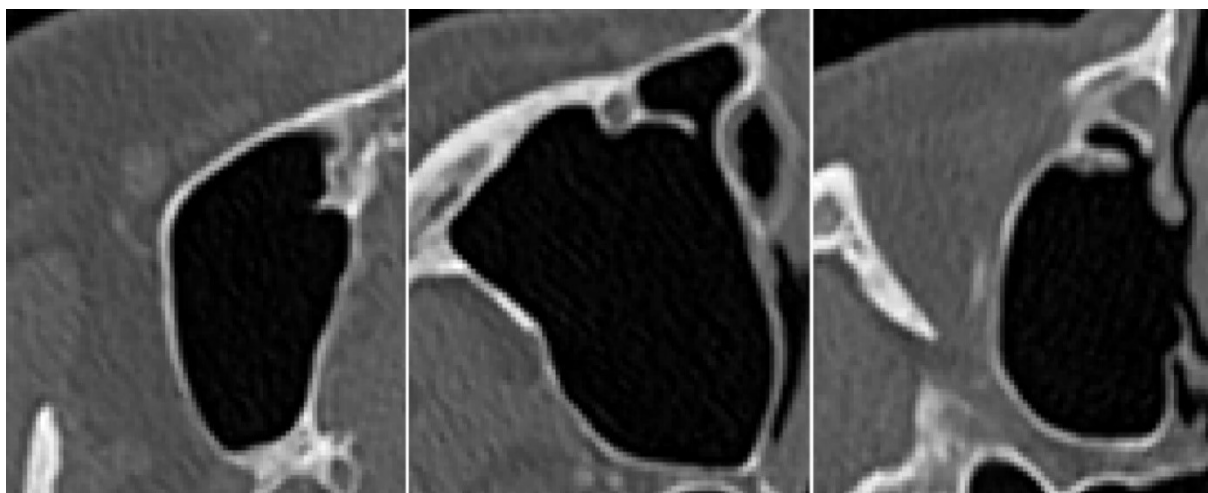
Načítány jsou pouze snímky určité dutiny, kterou chce lékař v daný moment zkoumat. Bylo by zbytečné načítat snímky, kde jsou přítomné i jiné dutiny nebo zde nejsou vůbec (více popsáno u *Prohlížeče snímků*). Načtením snímku pouze s danou dutinou dochází k přesnému definování a zkrácení času při segmentaci jednotlivých dutin.

Na načtené snímky se v dalším kroku aplikuje funkce *imcrop* pomocí tlačítka *Výběr oblasti zájmu*. Touto funkcí lékař ohraničí pomocí rámečku dutinu v okně *Modifikovaný snímek* a tento výřez se přenesení do okna *Výřez oblasti*. Po ohraničení se objeví dialogové okno s dotazem, zda si lékař přeje ohraničit všechny snímky. Pokud je s označeným místem oblasti spokojen, potvrdí ohraničení a všechny snímky se jedním kliknutím ořezou, případně provede ořezání znovu.

Důležité je, udělat toto ohraničení v nejširší části zkoumané dutiny, aby byl výřez dostatečně velký a obsáhl tak dutiny na ostatních snímcích a nestalo se, že na jiných snímcích bude neúplná. Příklad špatného ohraničení (Obrázek 35). Zde se začínalo výběrem oblasti pro ořezání na snímku vlevo. Zde je dutina úzká, proto nedošlo k úplnému zachycení v místě, kde jsou dutiny širší. Pro správné ohraničení (Obrázek 36) by se mělo začínat v nejširší části dutiny (snímek uprostřed). Tak jsou pokryty všechny velikosti a tvary dutiny, které jsou postupem v sérii proměnlivé.



Obrázek 35: Nesprávné ohraničení pomocí funkce imcrop pro vytvoření ROI

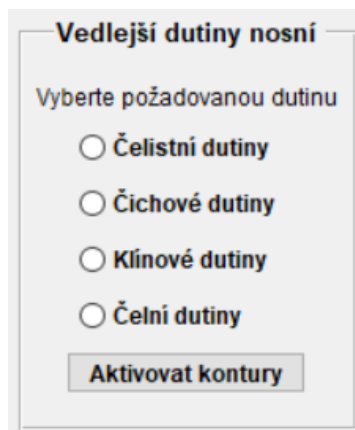


Obrázek 36: Správné ohraničení pomocí funkce imcrop pro vytvoření ROI

Další část se už se týká segmentace snímků pomocí aktivních kontur. Již jsou načteny snímky dutiny a ořezány v okně *Výřez oblasti snímku*.

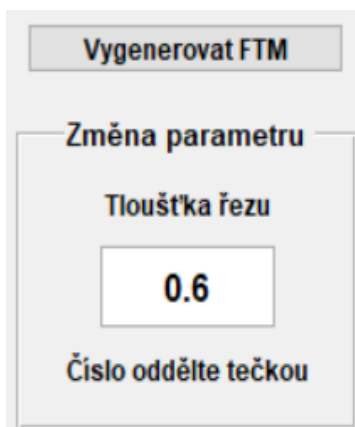
Lékař vybere typ příslušné dutiny z uvedených možností v oblasti *Vedlejší dutiny nosní* (Obrázek 37). Tato volba musí být ještě potvrzena kliknutím na tlačítko *Aktivovat kontury*. Až v této chvíli dochází k aktivaci kontury a zobrazení osového kříže, pomocí kterého lékař umístí inicializační křivku kontury kliknutím do černé části (doprostřed) dutiny pouze na jednom snímku. V tomto kroku nastává úplná automatizace pro segmentaci vedlejších nosních dutin. Spustí se cyklus aktivních kontur, a ty postupně provedou ohraničení dutin na všech načtených snímcích.

Na konci tohoto cyklu dochází i k filtraci (odstranění artefaktů) kontur pomocí vytvořených funkcí (viz kapitola 7.3.1). Po filtraci dochází k ukončení cyklu a jsou vykresleny aktivní kontury.



Obrázek 37: Pole pro výběr určitého typu dutiny s aktivačním tlačítkem

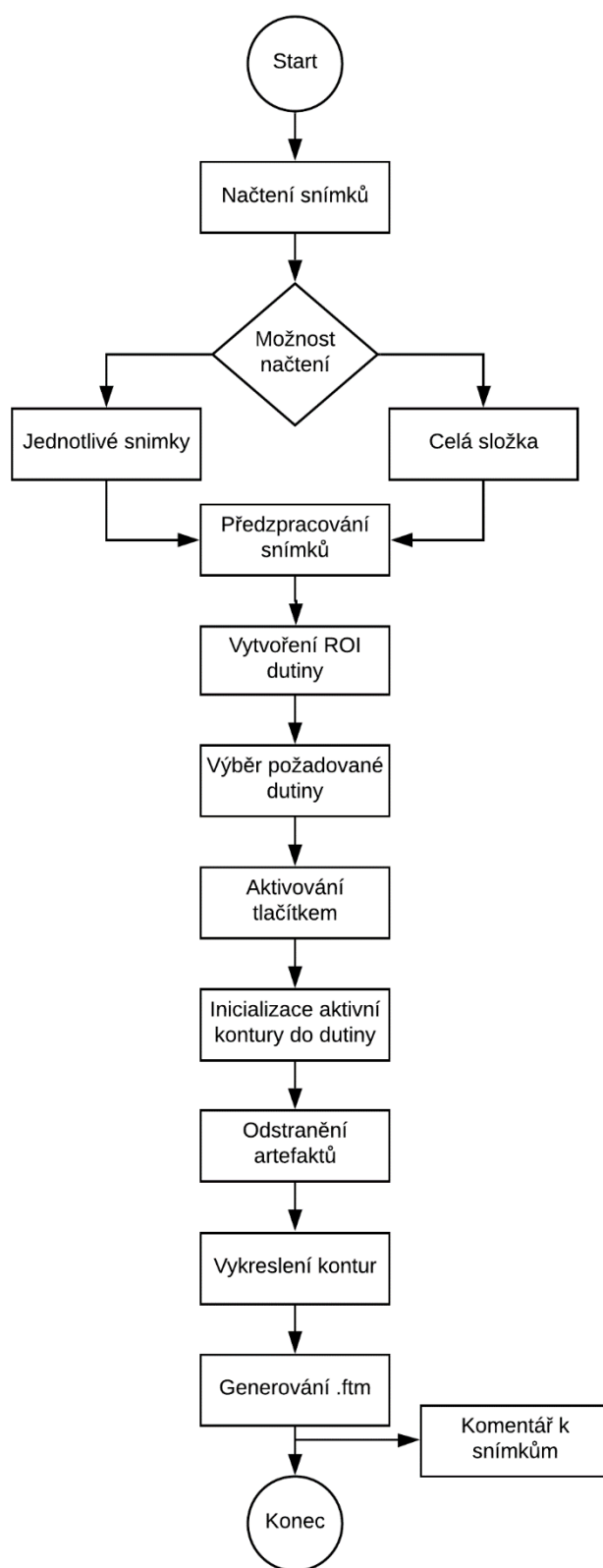
Po dokončení cyklu aktivních kontur je nutné udělat poslední krok, vygenerování textového souboru *FTM*. Ten se generuje automaticky po stisknutí tlačítka *Vygenerovat FTM* (Obrázek 38). Pro každý snímek se vygeneruje jeden textový soubor obsahující jeho informace (viz kapitola 7.3.2).



Obrázek 38: Pole pro změnu tloušťky řezu a generování FTM

Pokud dojde během vyšetření ke změně nastavení parametru tloušťky řezu (*SliceThickness*), musí být tato změna zaznamenána a hodnota změněna na aktuální nastavenou při provádění vyšetření.

V přílohách bude také přiložena programátorská příručka, která bude sloužit pro krátké seznámení s programem a lepší orientaci v něm.



Obrázek 39: Vývojový diagram popisující kroky hlavního okna Prohlížeč snímků

Prohlížeč snímků

GUI_picture.fig – grafické uživatelské rozhraní (Obrázek 32).

GUI_picture – využívá stejného principu jako načítání snímků v hlavním okně programu (viz kapitola 7.3.1) s tím rozdílem, že zde nedochází k předzpracování snímků, ale pouze k zobrazení originálních snímků bez úprav. Vytvořeno bylo na základě konzultací s lékaři a slouží pro prvotní orientaci dutin na snímcích před samotnou segmentací.

Algoritmy hlavního okna

Fotom_plus.fig – je grafické uživatelské rozhraní hlavního okna programu, kde se nachází aktivní prvky pro jeho obsluhu. Je složeno z aktivních prvků, které tvoří tlačítka (*Push Button*), tlačítka pro výběr dutin (*Radio Button*), box pro výpis načtených snímků (*Listbox*), políčka pro změnu hodnoty a komentář (*Edit Text*) a dvě okna pro zobrazení snímků a jeho výřezu (*Axes*). Hlavní okno programu bylo koncipováno tak, aby bylo uživatelsky jednoduché na obsluhu a bylo taktéž konzultováno s lékaři (Obrázek 31).

Fotom_plus – Je hlavní program, kde jsou psány všechny algoritmy, případně jsou zde volány samostatně vytvořené algoritmy. Do tohoto programu se automaticky vygeneruje kód z vytvořených aktivních prvků. Do nich se programují dílčí kódy, které zajišťují provedení dané akce po kliknutí na příslušné tlačítko. V tomto hlavním programu figuruje vždy hlavní strukturovaná proměnná *handles* (Obrázek 40), která v sobě uchovává všechny ostatní proměnné (Obrázek 41), komě souřadnic bodů kontury (proměnná *c*). Tyto další proměnné jsou vytvářeny jednotlivými kroky v programu. Pro celý program je vytvořena i programátorská příručka, kde jsou popsány jednotlivé části kódu s vysvětlením, jaký krok se v dané části provede. Je přiložena do příloh.



Obrázek 40: Workspace s hlavní strukturovanou proměnnou *handles*

handles.fileNameNames							
1x3 struct with 6 fields							
Fields	name	dir	image	cropped_image	contour_image	binar_image	
1	'image050.bmp'	'C:\Users\...	512x512 uint8	92x68 uint8	92x68 double	92x68 logical	
2	'image051.bmp'	'C:\Users\...	512x512 uint8	92x68 uint8	92x68 double	92x68 logical	
3	'image052.bmp'	'C:\Users\...	512x512 uint8	92x68 uint8	92x68 double	92x68 logical	

Obrázek 41: Výstup proměnné *handles.fileNameNames* se snímky po aplikaci aktivních kontur

- **name** obsahuje název načteného snímku
- **dir** je cesta k uložení načteného snímku
- **image** je originální snímek s uvedeným rozlišením a formátem
- **cropped_image** je snímek po ořezání funkcí *imcrop* (vytvoření ROI)
- **contour_image** je snímek s aplikovanou konturou
- **binar_image** je výstup aktivní kontury v binární formě (Obrázek 43)

Jednotlivé prvky, které figuruji v hlavním programu *Fotom_plus*:

- **browser_button** provádí načtení vybraných snímků (viz kapitola 7.3.1 – Postup při obsluze programu) a aplikuje na ně funkce pro předzpracování (mediánový filtr, interpolaci), případně snímek převede do odstínů šedé. To ale jen v případě, že snímek bude mít třetí rozměr (načte se jako trojrozměrná matice prvků). Takto načtené snímky jsou pak zobrazeny v okně *Modifikovaný snímek* (*viewer1*).
- **listbox** slouží pro výpis načtených snímků v okně (*Načtené snímky*). Bylo nutné zde opatřit i změnu aktuálního snímku na kliknutí. Při kliknutí na snímek z *listboxu* dojde k zobrazení aktuálního snímku v okně. V *listboxu* je použito i vykreslování aktivních kontur, protože jsou pevně spjaty s danými snímky.
- **roi_button** vytváří oblast zájmu pomocí funkce *imcrop*. Kliknutím na tlačítko *Výběr oblasti zájmu* se aktivuje funkce a zobrazí se modrý čtverec, který je možné dále upravit na požadovanou velikost a přesouvat jej po snímku. Tím je umožněno přesné zacílení požadované dutiny. Dvojklikem se výběr oblasti potvrzuje. V okamžiku potvrzení vyskočí dialogové okno, zda mají být všechny snímky ořezány. V opačném případě je možné provést výběr této oblasti opakovaně. Důležité bylo zachovat souřadnice výřezu. Ty se při generování textového souboru přičítají k bodům kontury. Je to kvůli tomu, že aktivní kontury berou souřadnice pouze ořezané části
- **convert_button** slouží pro převod DICOM snímků do jiných obrazových formátů přímo v programu. Tento algoritmus byl také vytvořen jako samostatný program (viz kapitola 7.3.3).
- **accept_contour** slouží pro aktivaci osového kříže po vybrání *Radio Buttonu* zkoumané dutiny. Po kliknutí na tlačítko *Aktivovat kontury* je možné osovým křížem umístit inicializační křivku kontury a tím tak spustit automatický cyklus, který postupně aplikuje algoritmus aktivních kontur na jednotlivé snímky a provede dále vykreslení.
- **reset_button** tlačítko *Reset* pro navrácení celého programu do původního stavu. Dojde k vymazání všech proměnných a všech oken.
- **save_comment** je část pro uložení komentáře. V případě, že je vepsán komentář do příslušného okna, může být uložen. Kliknutím na tlačítko *Uložit komentář* se zobrazí dialogové okno pro výběr místa uložení. Důležité zde bylo provést opatření při vkládání víceřádkového textu, aby nedocházelo k přepisování jednotlivých slov.

Aktivní kontury v programu

Do programu byly implementovány geometrické aktivní kontury. Algoritmus, který zajišťuje funkci těchto kontur je pojmenován *Aktivni_kontury*. V prvním kroku je uvedena cesta k načteným snímkům ve *fileNames*, kde jsou dále uloženy ořezané snímky pomocí *ROI cropped_image* (Obrázek 41). Pro aktivaci cyklu kontur je potřebná funkce *ginput*, která pracuje v souřadnicovém systému a využívá body *xt* a *yt*. Ty slouží jako vstupní body inicializační křivky a později se tyto body využívají pro generování těžiště v textovém dokumentu *FTM*. Z tohoto důvodu jsou body ukládány pomocí *handles.teziste(1)* pro souřadnici *xt* a *handles.teziste(2)* pro souřadnici *yt* (viz kapitola 7.3.2).

Dále byl v této funkci vytvořen i kód pro výběr inicializační křivky. Pomocí struktury *switch shape* je možné měnit tvar křivky na kružnici (28) nebo elipsu (29). U kružnice je také možné měnit její velikost (poloměr) pomocí parametru *c*. U elipsy jsou zde pro změnu velikosti dvě proměnné *a*, *b*. Pokud je $a > b$ je elipsa zvětšována v horizontálním směru. Elipsa nejlépe kopíruje tvar čelistních dutin.

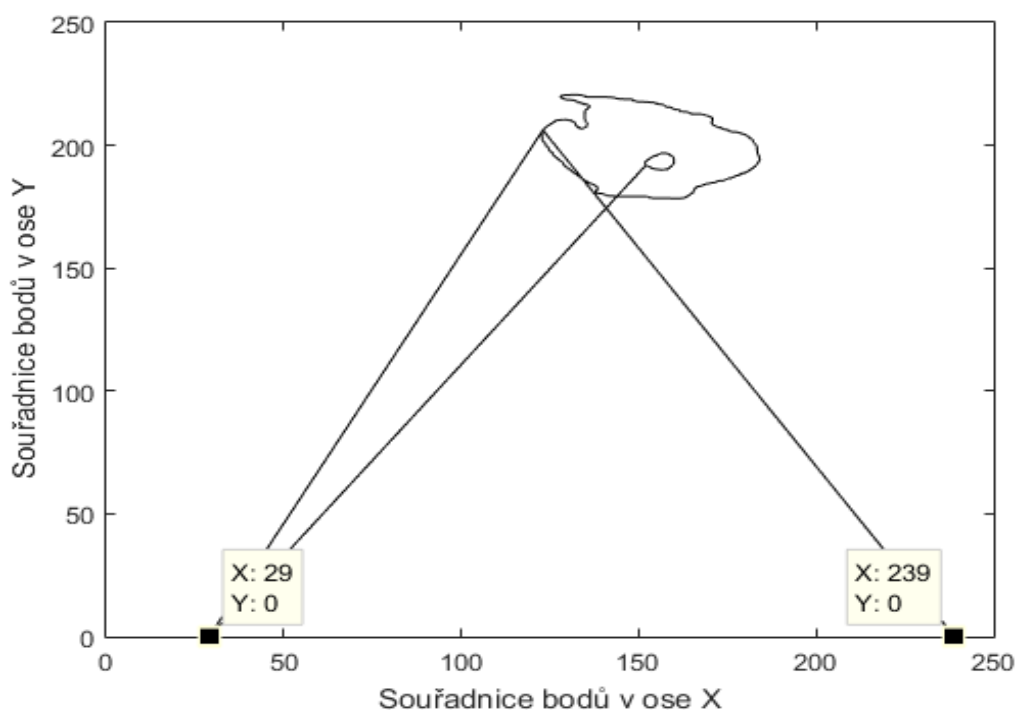
Opačný případ je $a < b$, zde dochází ke zvětšení ve vertikálním směru.

$$\left(\sqrt{(xx - xt)^2 + (yy - yt)^2}\right) - c \quad (28)$$

$$\left(\frac{(xx - xt)^2}{a^2} + \frac{(yy - yt)^2}{b^2}\right) - c \quad (29)$$

Implementovaný kód pro aktivní kontury má dva možné výstupy. Jeden výstup je zde jako proměnná c , která reprezentuje jednotlivé body kontury v ose X a Y . Tento výstup je využit při generování již zmiňovaného textového souboru *FTM*.

Při detekování více aktivních kontur na jednom snímku, jsou proměnnou c tyto kontury vždy seřazeny sestupně a každá jednotlivá kontura je oddělena sloupcem s číslem 0 na ose Y a počtem bodů dané kontury na řádku osy X (Obrázek 42).



Obrázek 42: Vykreslení souřadnic X a Y jednotlivých bodů kontury

Zobrazené složky X a Y pomocí kurzorů (Obrázek 42) značí počet bodů dané kontury. Větší kontura čelistní dutiny je složena z 239 bodů, které vznikly při evoluci křivky a menší kontura je složena z 29 bodů. Tato menší kontura v tomto případě představuje zub v čelistní dutině.

Další možností je binární výstup (Obrázek 43), který je vytvořen pouze pomocí pixelů s hodnotami 1 a 0 . Tento binární obraz vzniká z proměnné ϕ , která pracuje s nastavenými parametry při vytváření aktivních kontur (viz kapitola 7.1).

V dalším postupu se tento výstup však nijak nevyužívá. V algoritmu byl ale vytvořen pro možnost budoucího použití, při výpočtu objemů dutin, přímo v navrhovaném modulu.



Obrázek 43: Výstup aktivní kontury v binární podobě

Evoluce křivky

Evoluce neboli postupný vývoj, je označován při rozpínání křivky aktivní kontury po její inicializaci v místě dutiny. Její činnost využívá algoritmus *Evoluce_krivky*. Ten se řídí nastavenými parametry (viz kapitola 7.1).

Změna parametrů aktivních kontur

Kvůli tomu, že anatomie jednotlivých vedlejších nosních dutin je silně variabilní a tvary jsou odlišné, muselo se zde přistoupit k řešení, které umožňuje nastavovat tyto parametry pro každou dutinu individuálně. Změny se provádí v algoritmu *Parametry_kontur*. Ten je vytvořený tak, že zaznamená aktivovaný *Radio Button*, kterým je volen typ vedlejší dutiny k segmentaci. Takto aktivovaný *Radio Button* nese logickou hodnotu 1. Na výstupu jsou pak nastavené parametry dané dutiny a s nimi pracuje algoritmu *Aktivni_kontury*.

Bylo a je velmi obtížné nastavit parametry tak, aby se co nejlépe přizpůsobily dynamicky se měnícímu tvaru a velikosti dutin na snímcích v průběhu cyklu jedné série. Nastavení parametrů je velmi jemné a citlivé na změny hodnot. Při změně hodnoty pouze v desetinných řádech již docházelo k nepřesnému ohraničení dutiny aktivními konturami.

Obrázek 44: Radio Button pro výběr požadované dutiny

Výsledné parametry jednotlivých kontur

- Čelistní dutiny

n (NumIter) = 650, Δt (timestep) = 0,03, μ (mu) = 0,03, α (alf) = 0,03, ν (nu) = 0,00055*255*255, $c0$ (c0) = 3,41, ϵ (epsilon) = 0,98, σ (sigma) = 7, $\lambda1$ (lambda1) = 0,85, $\lambda2$ (lambda2) = 0,98,

- Čichové dutiny

n (NumIter) = 350, Δt (timestep) = 0,03, μ (mu) = 0,03, α (alf) = 45, ν (nu) = 0,00050*255*255, $c0$ (c0) = 1, ϵ (epsilon) = 0,3, σ (sigma) = 45, $\lambda1$ (lambda1) = 3, $\lambda2$ (lambda2) = 3,5

- Klínové dutiny

n (NumIter) = 700, Δt (timestep) = 0,03, μ (mu) = 0,03, α (alf) = 35, ν (nu) = 0,0004, $c0$ (c0) = 3,5, ϵ (epsilon) = 0,95, σ (sigma) = 15, $\lambda1$ (lambda1) = 0,88, $\lambda2$ (lambda2) = 0,96, kružnice =

- Čelní dutiny

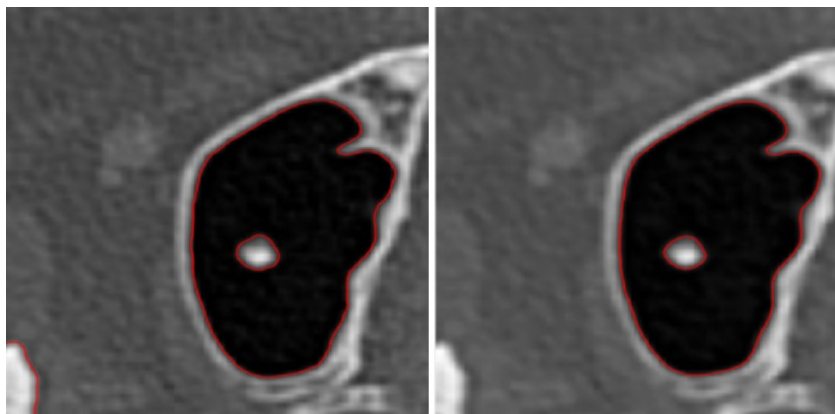
n (NumIter) = 350, Δt (timestep) = 0,03, μ (mu) = 0,03, α (alf) = 40, ν (nu) = 0,00050*255*255, $c0$ (c0) = 1, ϵ (epsilon) = 0,03, σ (sigma) = 40, $\lambda1$ (lambda1) = 6, $\lambda2$ (lambda2) = 6,5

Filtrace kontur

Tuto funkci bylo nutné vytvořit z důvodu přítomnosti artefaktů u aktivních kontur na snímcích. Jelikož se v programu využívá geometrických aktivních kontur, docházelo zde i k detekci nežádoucích struktur, které nepatřily k dutinám. Proto bylo zapotřebí zjistit společné znaky jednotlivých dutin a zajistit tak to, aby byly případné artefakty odfiltrovány.

- Čelistní dutiny – bylo zjištěno, že čelistní dutina je oproti vznikajícím artefaktům největší a taky je vždy jen jedna. Problém však nastával tehdy, pokud se na snímcích v blízkosti horní čelisti objevovaly v dutině kořeny zubů (Obrázek 46), které bylo nutné v dutině ponechat a detekovat aktivní konturou.

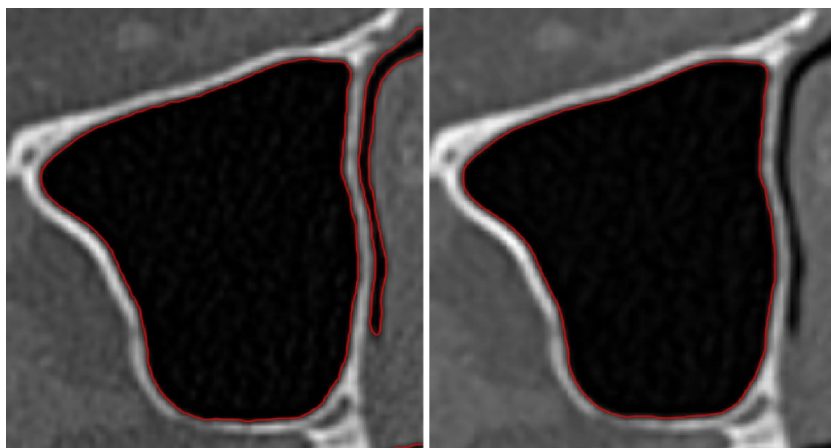
Z těchto poznatků byl vytvořen algoritmus pro filtraci, která vyhledá a zanechá největší aktivní konturu v kombinaci s funkcí *inpolygon*. Ta porovnává jednotlivé kontury mezi sebou a při zjištění, že se v největší kontuře objevuje nějaká další (je v polygonu), tak ji ponechá. Ostatní aktivní kontury, které nevyhovují této situaci vymaže.



Obrázek 45: Filtrace artefaktu čelistní dutiny se zachováním vnitřní kontury (zub)

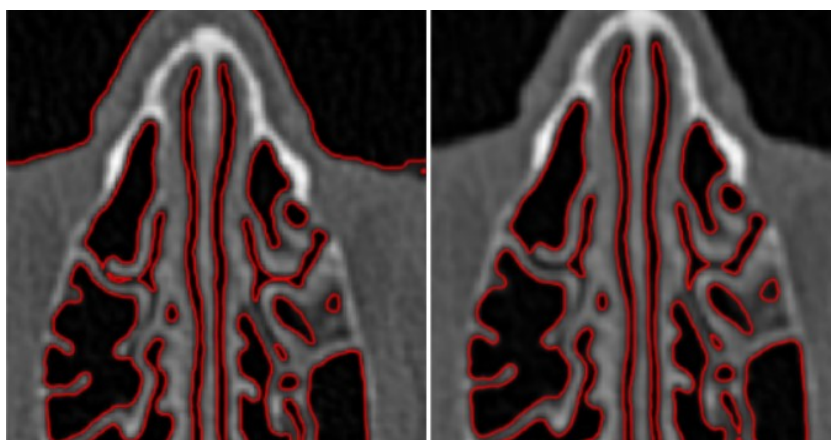
Další artefakty vznikaly v oblasti nosních průduchů (Obrázek 47). Tato kritická oblast se vyskytuje přibližně od poloviny čelistní dutiny, kde se v její těsné blízkosti objevují jiné anatomické struktury v podobě čichové sliznice (Obrázek 46).

Dalším kritickým místem bylo vyústění čelistní dutiny (*sinus maxillaris*) a dutiny nosní. Tyto artefakty bylo také nutné vyfiltrovat.



Obrázek 46: Čelistní dutiny před filtrací (vlevo) a po filtraci (vpravo)

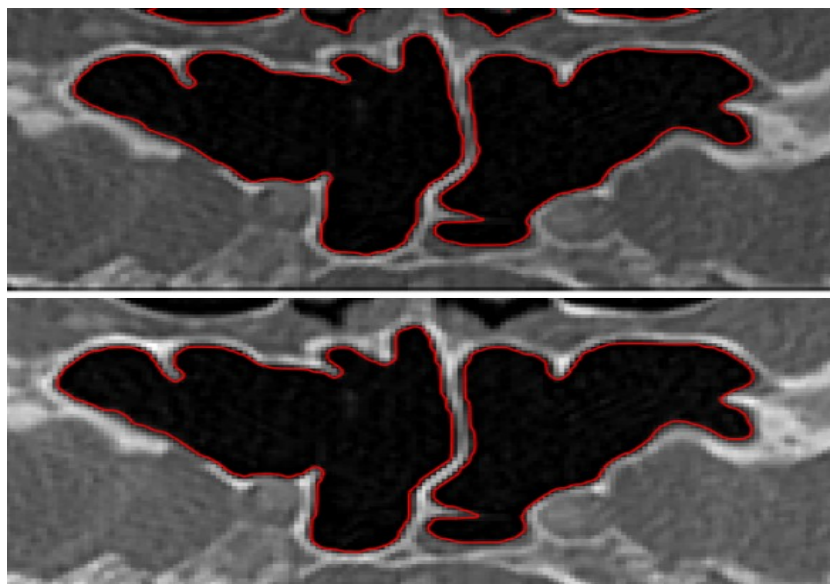
- **Čichové dutiny (sklepy)** – jako problémová se jevila oblast v okolí obvodu lebky (Obrázek 47), protože výběr zkoumané oblasti je omezen pouze na obdélníkový tvar a nejde přizpůsobit tvaru lebky. Z tohoto důvodu se tvořila kontura i v oblasti hřbetu nosu. Při separátním vykreslení aktivní kontury v oblasti hřbetu nosu bylo zjištěno, že kontura se neuzavírá přes okraj obdélníkové oblasti. To vedlo k vytvoření algoritmu, který prochází všechny vzniklé aktivní kontury a porovná jejich první a poslední souřadnici pixelu. Uzavřená kontura má první i poslední bod souřadnice v ose X a Y totožný. Takovou aktivní konturu tedy ponechá. Pokud se tyto souřadnice liší, vyplývá z toho, že se jedná o neuzavřenou konturu. Ta je v tomto případě nežádoucí a program ji odstraní. Tímto principem bylo docíleno odstranění kontury v oblasti obvodu nosu. Pokud by se kontura uzavírala přes okraj obdélníkové oblasti, přistoupilo by se zde k porovnání několika bodů v řadě. Pokud by byly jejich hodnoty stejné, daná kontura by se taktéž odstranila, protože v lidském těle se nenachází žádný perfektně rovný útvar.



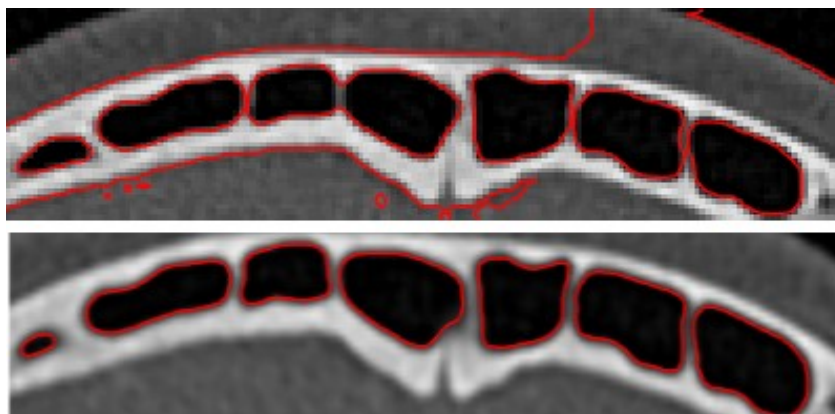
Obrázek 47: Čichové sklepy před filtrací (vlevo) a po filtraci (vpravo)

Jako dodatečná filtrace je zde ještě vytvořena podmínka pro malé kontury. Pokud je kontura složena z méně než 25 bodů, je odstraněna. Tato filtrace je využita i u klínových a čelních dutin.

- **Klínové a čelní dutiny** – zde se vyskytovaly podobné problémy jako u čichových dutin. Společným znakem těchto dutin je ten, že se vždy jedná o uzavřené dutiny. U klínových dutin se vytvářely menší aktivní kontury v jejich blízkosti. Čelní dutiny vykazovaly artefakty v okolí hrany lebeční kosti a okraje hlavy. Proto pro tyto dutiny bylo využito stejného principu jako u čichových dutin. Zase dochází k porovnání prvního a posledního bodu jednotlivých aktivních kontur. Pokud jsou hodnoty souřadnic bodů shodné, program tuto konturu zachová. V opačném případě ji odstraní.



Obrázek 48: Klínové dutiny před filtrací (nahore) a po filtraci (dole)



Obrázek 49: Čelní dutiny před filtrací (nahore) a po filtraci (dole)

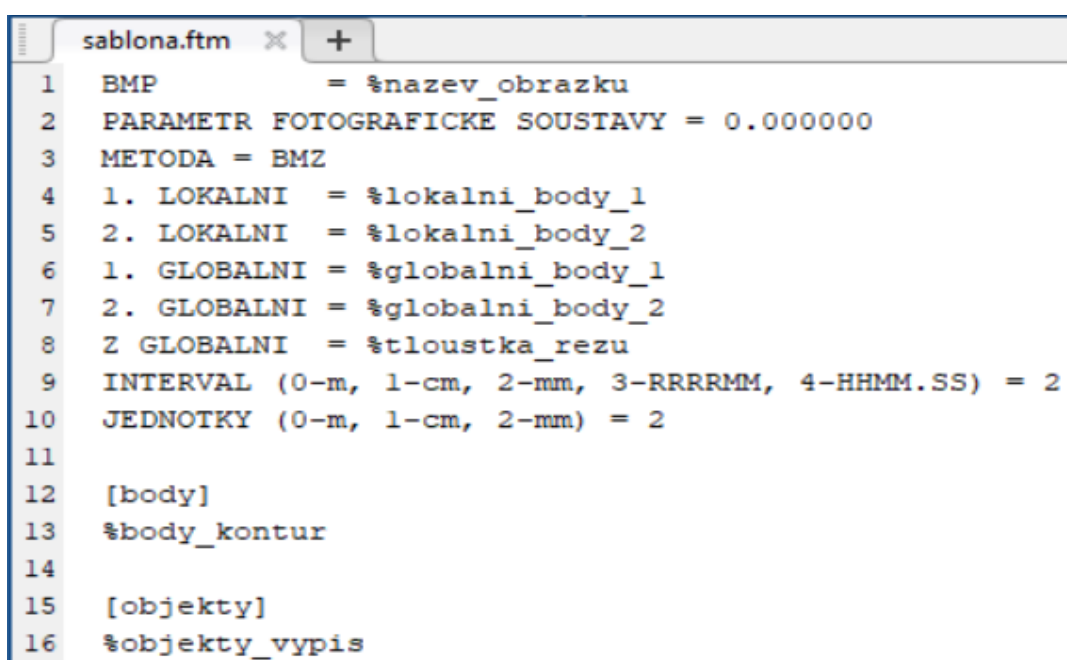
Při vytváření algoritmů pro filtraci kontur byly zvažovány i jiné metody. Příkladem může být metoda překrytí (*overlapping*), kdy se nastaví určitá mez překryvu. Pokud je hodnota této meze stejná nebo větší, tak je kontura zachována. Pokud hodnota překryvu spadne pod tuto mez, je odstraněna. Tato metoda nemohla být využita kvůli větvení a proměnlivému tvaru dutin. Docházelo by ke skokové změně poměru překrytí a tím by mohlo dojít k falešnému vyhodnocení, zda se jedná o dutinu či nikoli.

7.3.2 Generování výstupních textových soubor FTM

Program byl vytvořen jako modul pro systém FOTOM. Ten při svém chodu pracuje s textovými soubory FTM, proto bylo nutné je vytvořit i zde. Tyto soubory v sobě uchovávají informace o jednotlivých snímcích (Obrázek 50). Generování textových souborů je podmíněno funkcí *Generovani_ftm*. Ta dále využívá šablonu *sablona.ftm* a dvě podfunkce *find_and_replace* a *vect2str*, jež jsou níže popsány.

Generovani_ftm – tvoří hlavní algoritmus generování textového dokumentu. V prvním kroku dochází ke kontrole, zda proměnná *handles* ve *fileNames* obsahuje sloupec s aktivními konturami *contour_image*. Pokud ano, algoritmus pokračuje dále. V opačném případě neprovede generování.

sablona.ftm – je tvořena textovým souborem, který slouží jako hrubá kostra pro generování parametrů. Ty jsou zde nahrazovány pomocí zmiňovaných funkcí *find_and_replace* a *vect2str*.

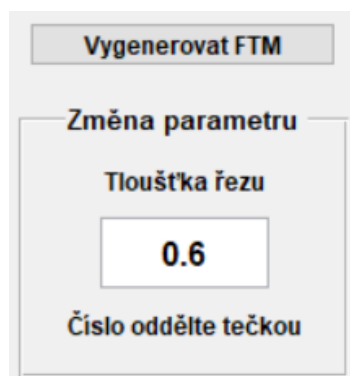


```
1 BMP = %nazev_obrazku
2 PARAMETR FOTOGRAFICKE SOUSTAVY = 0.000000
3 METODA = BMZ
4 1. LOKALNI = %lokalni_body_1
5 2. LOKALNI = %lokalni_body_2
6 1. GLOBALNI = %globalni_body_1
7 2. GLOBALNI = %globalni_body_2
8 Z GLOBALNI = %tloustka_rezu
9 INTERVAL (0-m, 1-cm, 2-mm, 3-RRRRMM, 4-HHMM.SS) = 2
10 JEDNOTKY (0-m, 1-cm, 2-mm) = 2
11
12 [body]
13 %body_kontur
14
15 [objekty]
16 %objekty_vypis
```

Obrázek 50: Šablona pro generování textových souborů

V hlavičce šablony je uvedena kolonka *BMP* s příslušným názvem daného snímku, *PARAMETR FOTOGRAFICKE SOUSTAVY* je vždy nastaven na *0.000000* a *METODA* také zůstává zachována jako *BMZ*. 1. a 2. *LOKALNI* zde vystupuje jako měřítko snímku v ose *X* a *Y*, které je udávané v pixelech. V tomto případě 512×512 pixelů. Dále 1. a 2. *GLOBALNI* určuje měřítko v milimetrech. Pro globální proměnné byl nutný přepočít na jednotky v milimetrech (kapitola 6.1). Poslední *Z GLOBALNI* uvádí tloušťku řezu, která byla nastavena při vyšetření pomocí výpočetní tomografie. Tato proměnná se může dle nastavení měnit, a proto zde byla vytvořena možnost pro změnu tohoto parametru. Pro tuto změnu slouží *Edit Box – Tloušťka řezu* (Obrázek 51). Ve větší míře jsou při vyšetření prováděny naváděcí CT skeny, u kterých se využívá tloušťka řezu *0,6 mm*. Tato hodnota je v programu nastavena jako výchozí. Uváděná hodnota musí být oddělena tečkou jako desetinný znak.

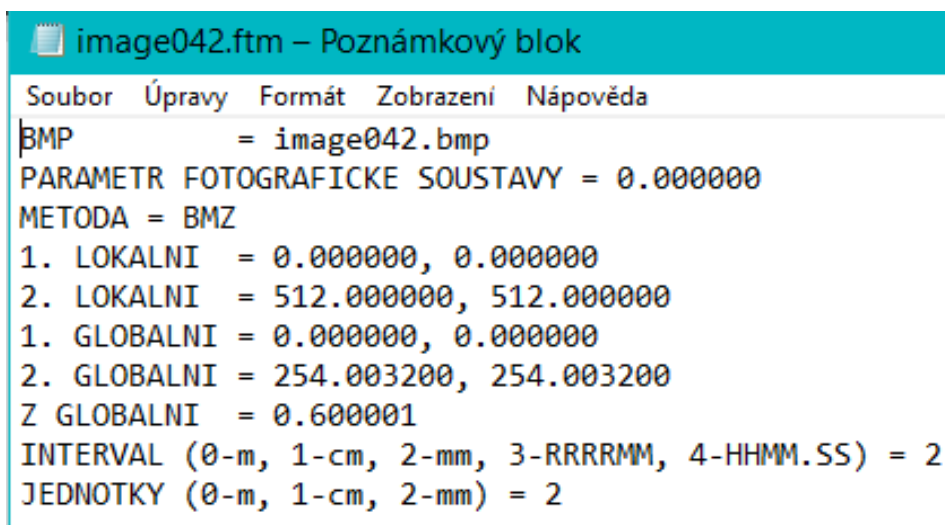
Důležité pro tuto proměnnou je že se s každým snímkem násobí její velikost (1. snímek = 0.600001, 2. snímek = 1.20001, 3. snímek = 1.800001). Kolonky *INTERVAL* a *JEDNOTKY* jsou zde přednastavený na rozměr v mm (Obrázek 50).



Obrázek 51: Edit box pro změnu tloušťky řezu a tlačítko pro generování FTM

Po stisknutí tlačítka *Vygenerovat FTM* (Obrázek 51) se zobrazí okno pro volbu místa uložení a dále již probíhá automatické generování textového souboru pro všechny načtené snímky.

Nahrazení kolonek je řešeno automaticky pomocí funkce *find_and_replace*, která každý text uvozený znakem procenta (Obrázek 50) nahradí za hodnoty uložené v proměnné *handles*. Tato funkce je popsána níže. Výsledek hlavičky po nahrazení (Obrázek 52).



Obrázek 52: Hlavička textového dokument FTM po vygenerování (bez bodů a objektů)

Algoritmus *Generovani_ftm*, který vytváří textové soubory, využívá pro svou funkčnost další dvě funkce:

- **find_and_replace** – slouží pro automatické nahrazení proměnných uvozených znakem procenta (Obrázek 50). Na začátku je zjištěn rozsah dat (počet načtených snímků). Tento údaj je důležitý pro vygenerování stejného počtu textových souborů (jeden snímek = jeden textový soubor). Dále je zaznamenána cesta k názvům snímků pro následnou změnu přípony souboru z *BMP* na *FTM*. Pokud je snímek znám jako *image042.bmp*, je z něj vytvořen název textového souboru *image042.ftm*.

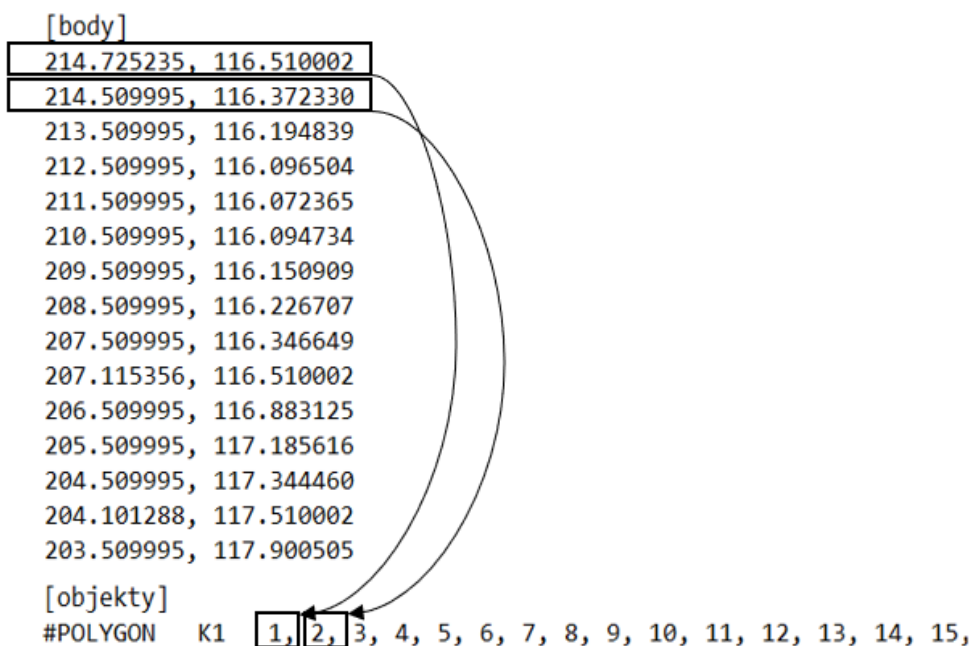
Dále se pak pracuje s vytvořenou šablonou *Sablona_fm*, do které jsou automaticky vkládány hodnoty z proměnných nebo jsou fixně zapsány ty proměnné, u kterých nedochází ke změnám (např. PARAMETR FOTOGRAFICKÉ SOUSTAVY, METODA, LOKALNI a GLOBALNI, INTERVAL a JEDNOTKY). Změna hodnot probíhá odkázáním na danou proměnnou v *handles* nebo na proměnnou *c*, která obsahuje všechny body vytvořených aktivních kontur (Obrázek 40 a Obrázek 41).

Za kolonku *[objekty]* se ještě generují dodatečné informace (Obrázek 53). Křivost i Intenzita jsou pevně nastaveny na 0. Mění se zde těžiště a obsah. Těžiště je generováno z bodů inicializační křivky aktivní kontury (popsáno v kapitole 7.3.1 – Aktivní kontury v programu). Do obsahu je dále dopočítán obsah v dalším kroku zpracování, a to v systému *FOTOM 2008 Plus*.

```
krivost = 0
intenzita = 0
teziste = 197.000000,149.000000
obsah =
```

Obrázek 53: Dodatečné parametry snímku v textovém souboru FTM

- **vect2str.m** – tato funkce pracuje s vektorem bodů aktivních kontur, které jsou generovány do kolonky *[body]* v souřadnicích *X* a *Y*, a ty jsou dále převedeny na řetězec v kolonce *[objekty]* (Obrázek 54). Funkce vezme tento vektor a přetvoří jej na řetězec podle počtu bodů. V kolonce *[objekty]* vytvoří řetězec s totožným počtem. První souřadnice v kolonce *[body]* náleží prvnímu číslu v řetězci generovaného do kolonky *[objekty]*.



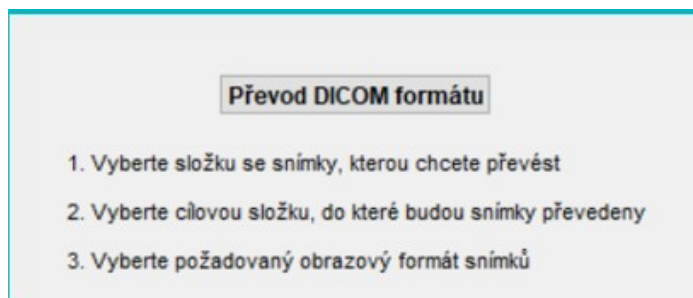
Obrázek 54: Převod vektoru *[body]* na řetězec *[objekty]* pomocí funkce *vect2str*

7.3.3 Převod formátů DICOM (.dcm) do jiných obrazových formátů

Medicínské snímky jsou ukládány ve formátu DICOM (popsaný v kapitole 6.1) a systém *FOTOM* pracuje s obrazovým formátem bitmapovým. Z tohoto důvodu byl vytvořen převodník, který převádí standardizovaný formát DICOM na obrazové formáty dle výběru (např. *.bmp*, *.jpg*, *.png*).

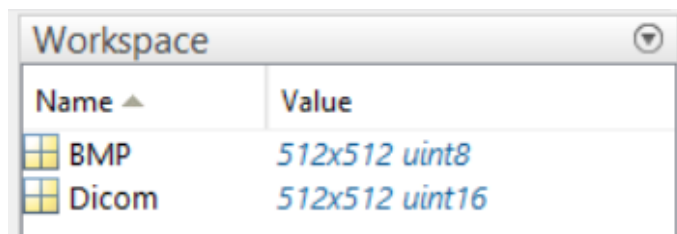
Tento program je rozdělen do tří částí:

DICOM_prevednik.fig – znázorňuje uživatelské grafické rozhraní (Obrázek 55)



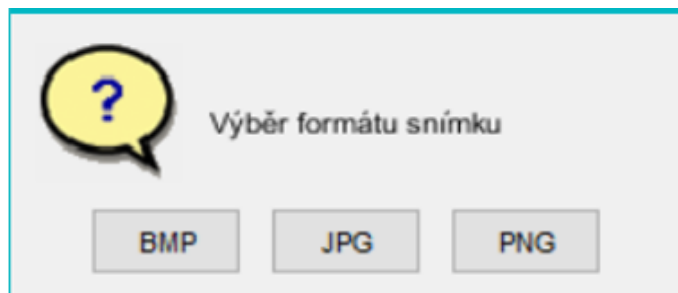
Obrázek 55: Okno samostatného programu DICOM_prevednik

DICOM_prevednik – je samotný algoritmus zajišťující otevření dialogového okna pro výběr snímků ze složky a následný výběr pro uložení do cílové složky. Při výběru snímků je povolen *MultiSelect* umožňující vybírat více požadovaných snímků ze složky. Při převodu snímků na daný obrazový formát jsou současně převáděny snímky z RGB do odstínů šedé, a to pomocí transformace datového typu *uint16* na typ *uint8* (Obrázek 56), který ještě vynásobí matici obrazu 255 odstíny šedé.



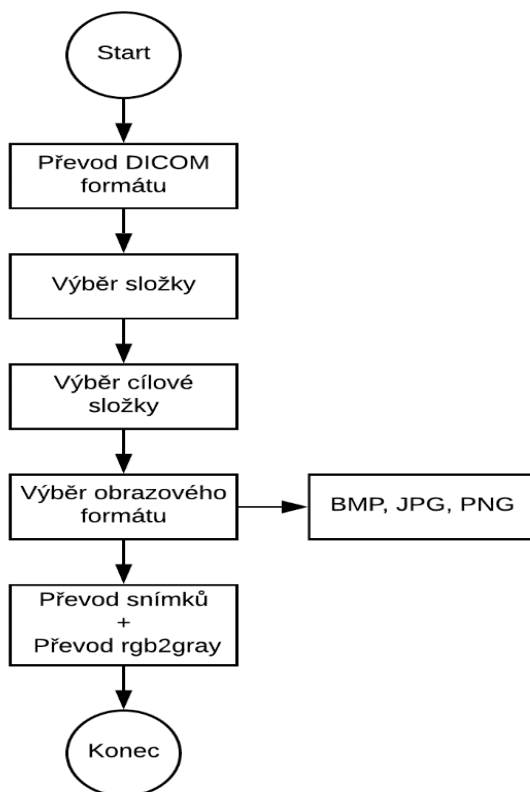
Obrázek 56: Datové typy formátů DICOM a BMP

Funkce_prevednik – tato funkce využívá příkaz *questdlg* pro zobrazení dialogového okna sloužící k výběru požadovaného obrazového formátu pro následný převod (Obrázek 57). Dále je zde přepínač *switch*, kterému jsou přiřazeny jednotlivé formáty.



Obrázek 57: Dialogové okno pro výběr požadovaného formátu

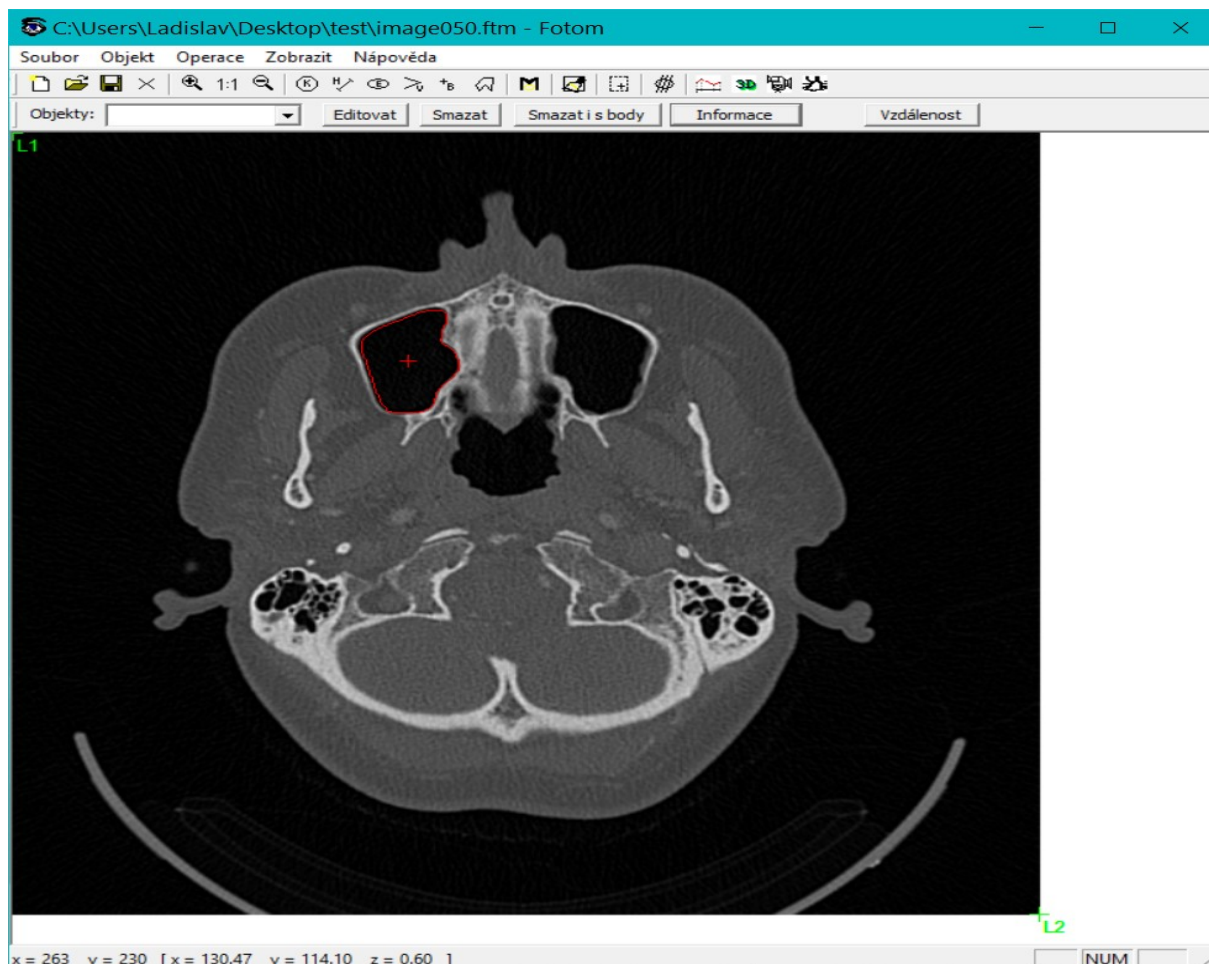
Po kliknutí na jedno z tlačítek se spustí cyklus, který převede všechny vybrané snímky na daný obrazový formát (viz *DICOM_prevedník*). Vývojový diagram (Obrázek 58) popisuje jednotlivé kroky programu.



Obrázek 58: Vývojový diagram programu *DICOM_prevedník*

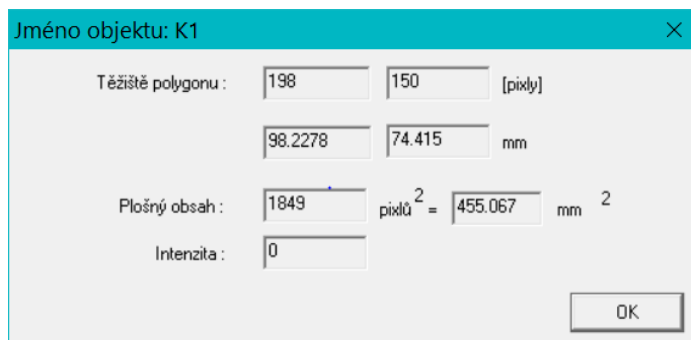
7.3.4 Další zpracování snímků v systému FOTOM 2008

Systém *FOTOM 2008* pracuje se snímky a vygenerovanými textovými soubory z vytvořeného modulu. Využívá se pro 2D a 3D modelování, počítačové animace a voxelové grafice vedlejších nosních dutin. Dochází zde také k vykreslení grafů jednotlivých obsahů snímků a celkovému objemu zkoumané dutiny.



Obrázek 59: Načtení snímku se soborem FTM v hlavním okně a vykreslenou aktivní konturou

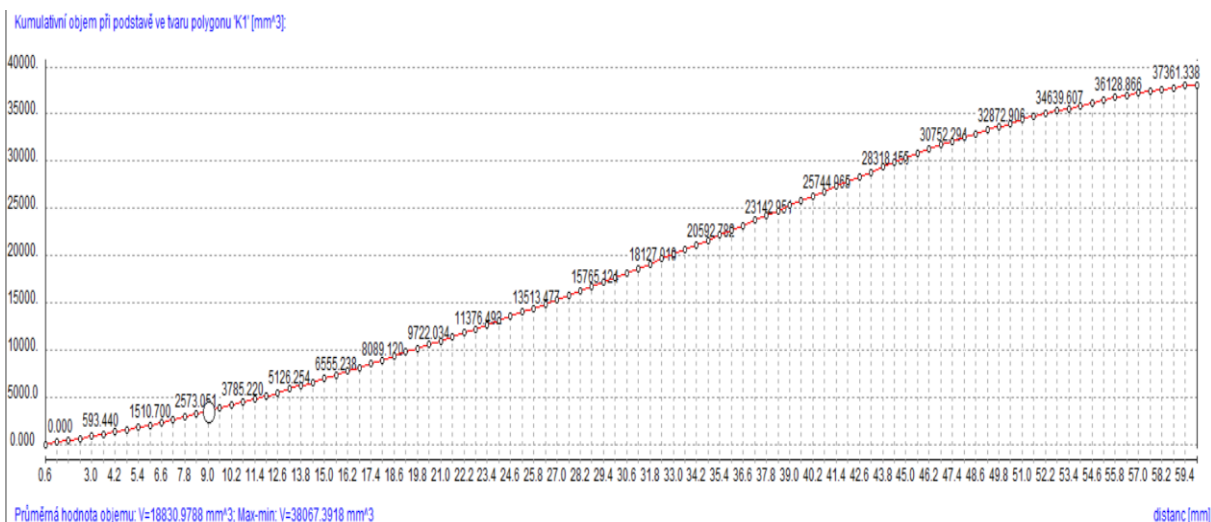
Po kliknutí na červenou aktivní konturu se změni její barva na žlutou. V tomto okamžiku je možné zjistit dodatečné informace kliknutím na tlačítko *Informace* (Obrázek 59).



Obrázek 60: Informace o aktuálním polygonu kontury

Pro jednotlivé dutiny je umožněno vykreslení grafu, který znázornuje nárůst objemu dutiny od prvního do posledního řezu. Objem je uvádán v mm^3 . Osa x znázorňuje jednotlivé řezy snímků a osa y pak objem mm^3 . Grafy se vykreslují v horní nástrojové liště *Modul grafů*.

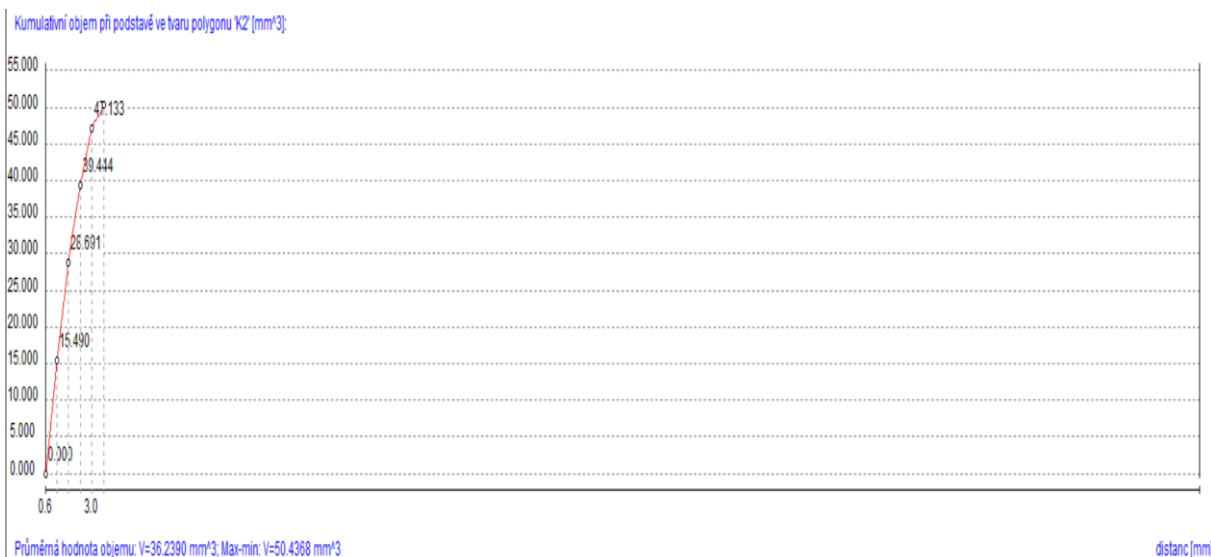
Graf objemu pro levou čelistní dutinu:



Obrázek 61: Závislost objemu levé čelistní dutiny na její délce

Graf objemu pro zub v levé čelistní dutině:

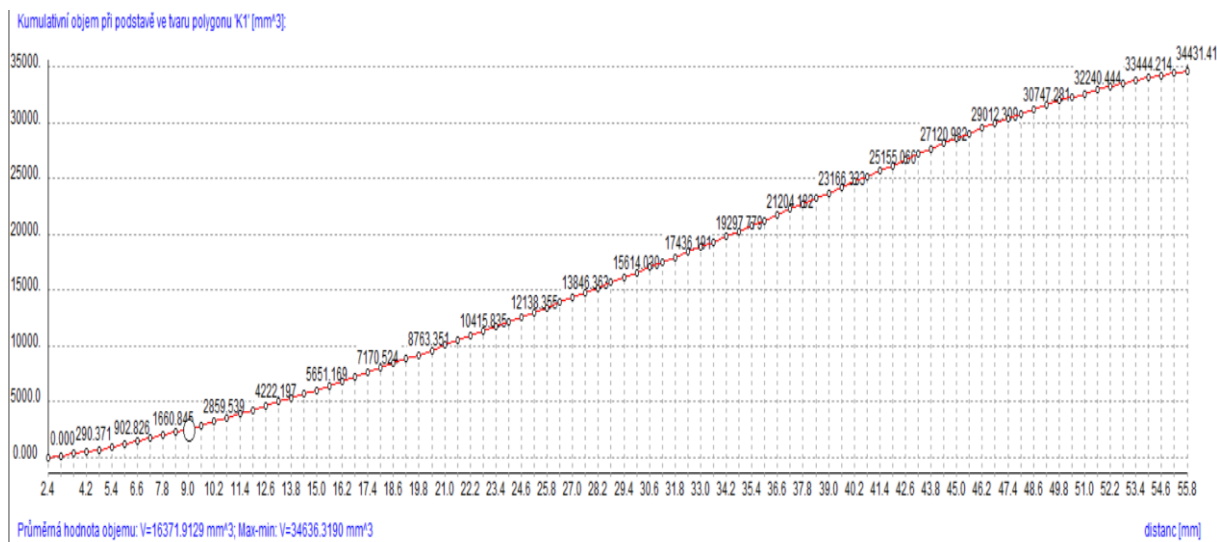
Levá čelistní dutina obsahuje i kořen zubu, který znehodnocuje objem dutiny. Tento objem je separátně vykreslen do grafu (Obrázek 62).



Obrázek 62: Závislost objemu zubu v levé čelistní dutině na jeho délce

Graf objemu pro pravou čelistní dutinu:

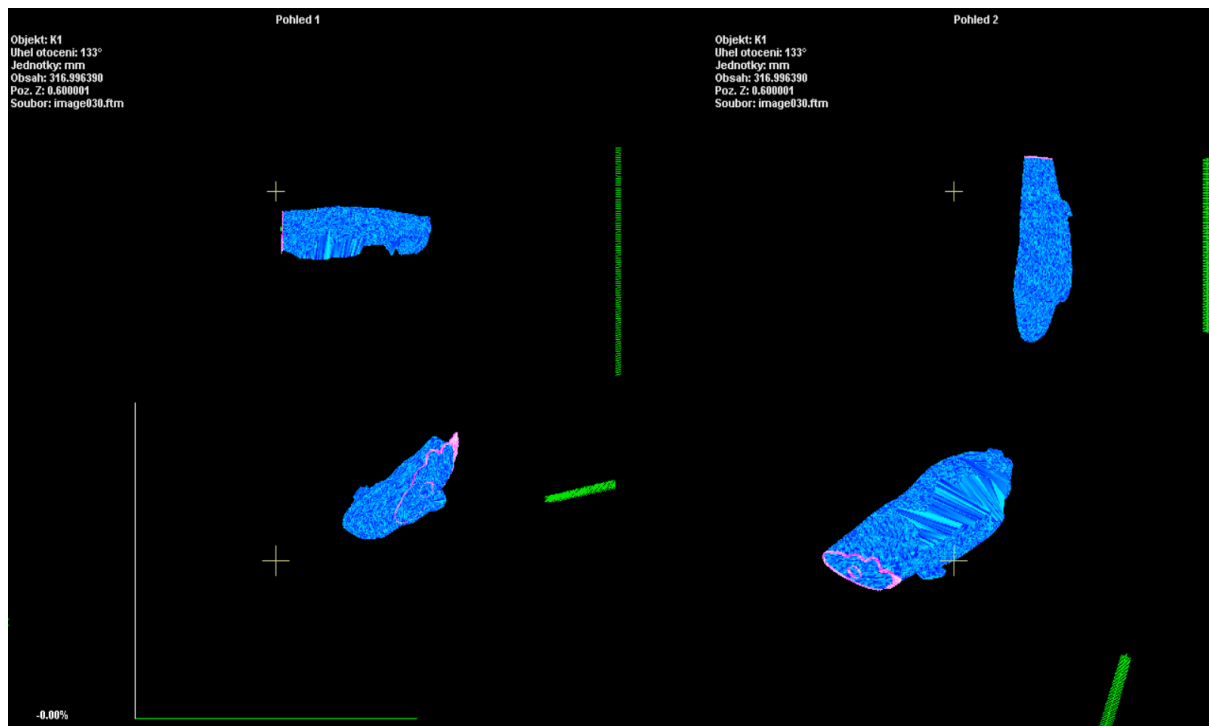
Zde už není obsažen kořen zubu, proto je graf vykreslen jako celkový objem pravé čelistní dutiny.



Obrázek 63: Závislost objemu pravé čelistní dutiny na její délce

Systém FOTOM 2008 Plus umožňuje 3D modelování. K tomu jsou zase využívány výstupní textové soubory FTM. Tato modulace se spouští v horní nástrojové liště *Modul 3D promítání a 3D animace*.

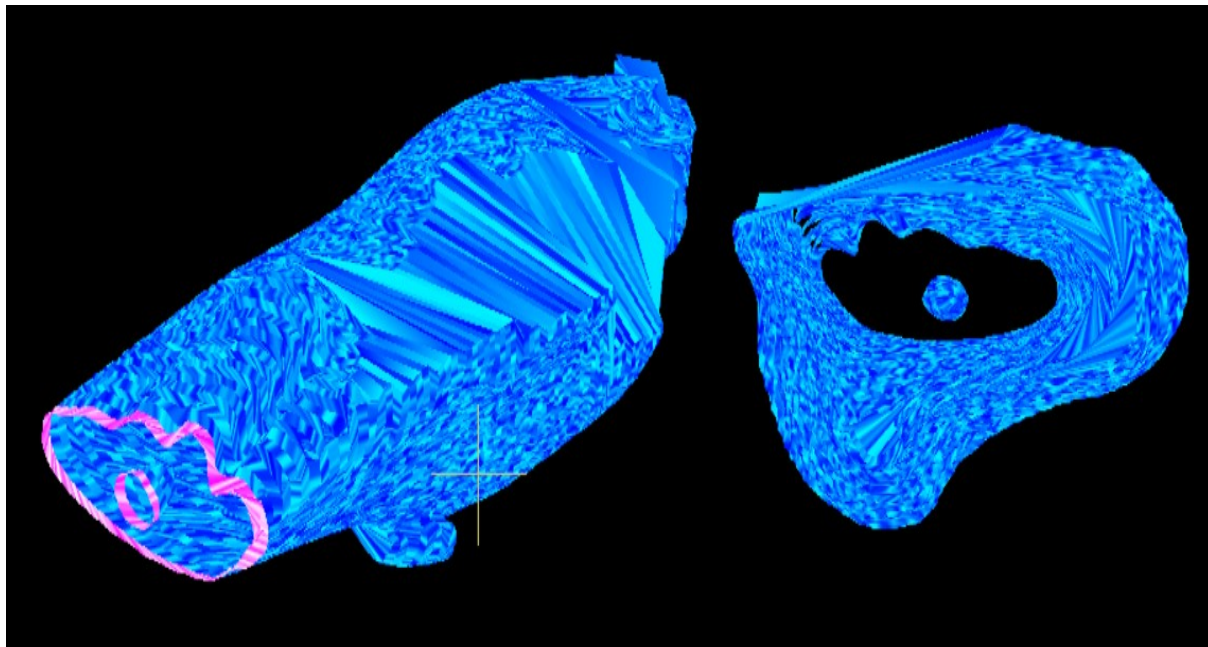
3D model levé čelistní dutiny ve čtyřech rovinách (pohledech):



Obrázek 64: 3D zobrazení levé čelistní dutiny ve čtyřech pohledech

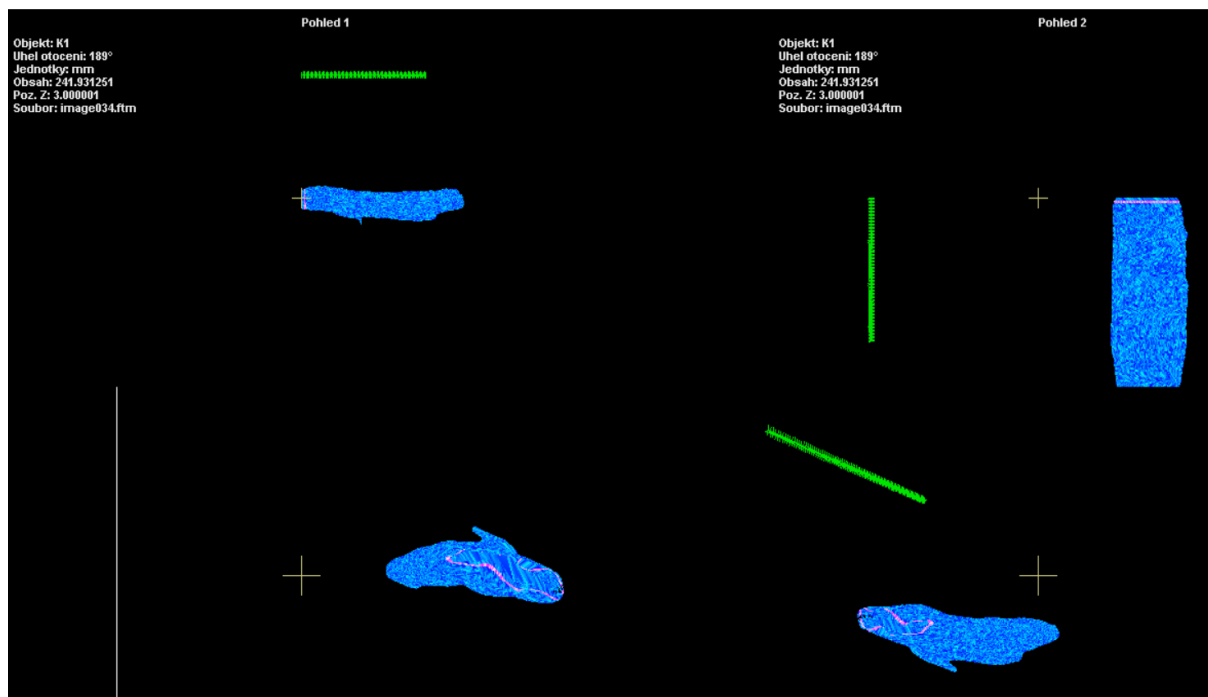
3D model levé čelistní dutiny:

Tento model byl pro vytvořen z jednoho pohledu. Pro znázornění tvaru dutiny je zde pohled z úhlu na celou čelistní dutinu a pohled skrz dutinu se zobrazeným kořenem zubu uprostřed.



Obrázek 65: Celý 3D model levé čelistní dutiny (vlevo) a pohled skrz dutinu (vpravo)

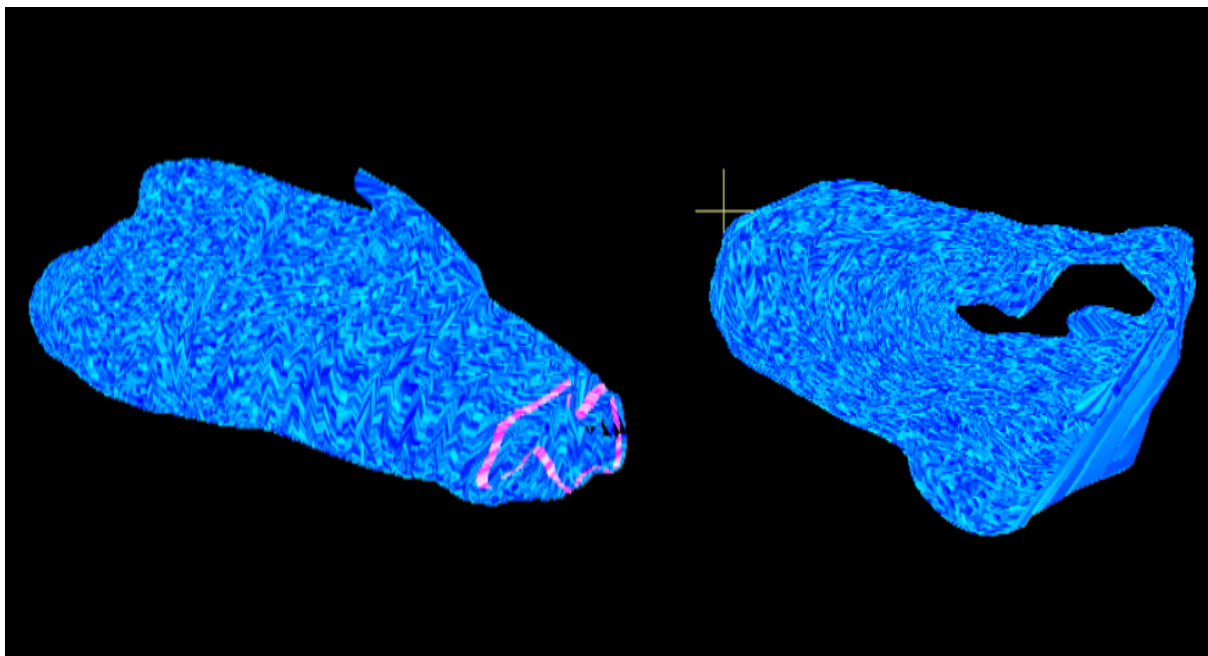
3D model pravé čelistní dutiny ve čtyřech rovinách (pohledech):



Obrázek 66: 3D zobrazení pravé čelistní dutiny ve čtyřech pohledech

3D model pravé čelistní dutiny:

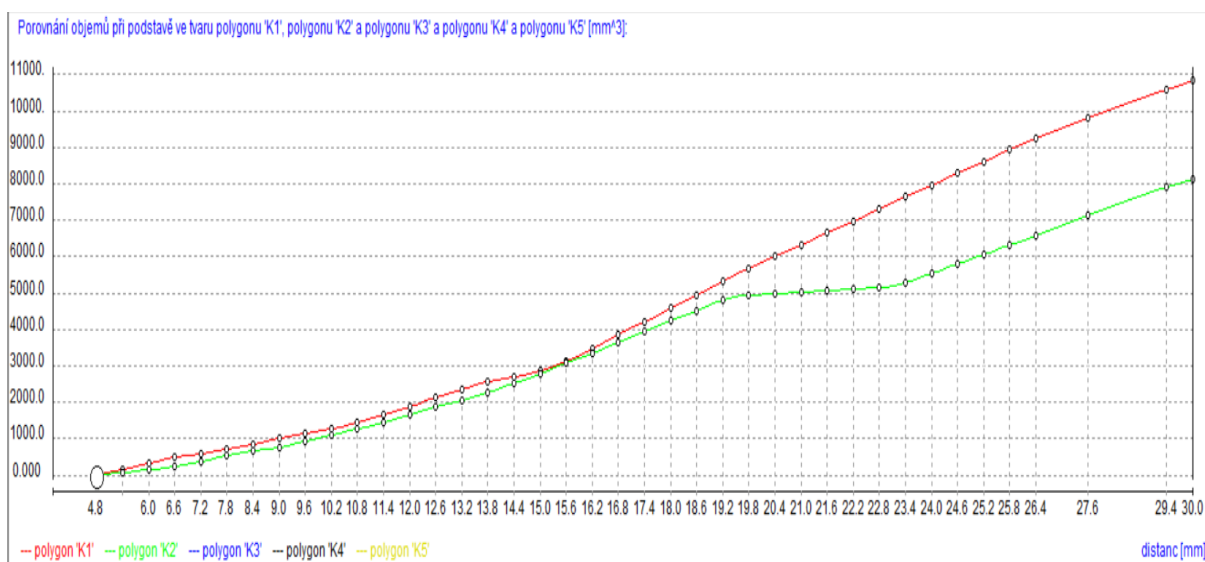
Pravá čelistní dutina neobsahuje žádný kořen zubu, je ale v části kolem čelisti značně zúžená. Toto zúžení je vidět v pravé části, kdy je vidět skrz dutinu (Obrázek 67).



Obrázek 67: Celý 3D model pravé čelistní dutiny (vlevo) a pohled skrz dutinu (vpravo)

Graf objemu pro klínovou dutinu:

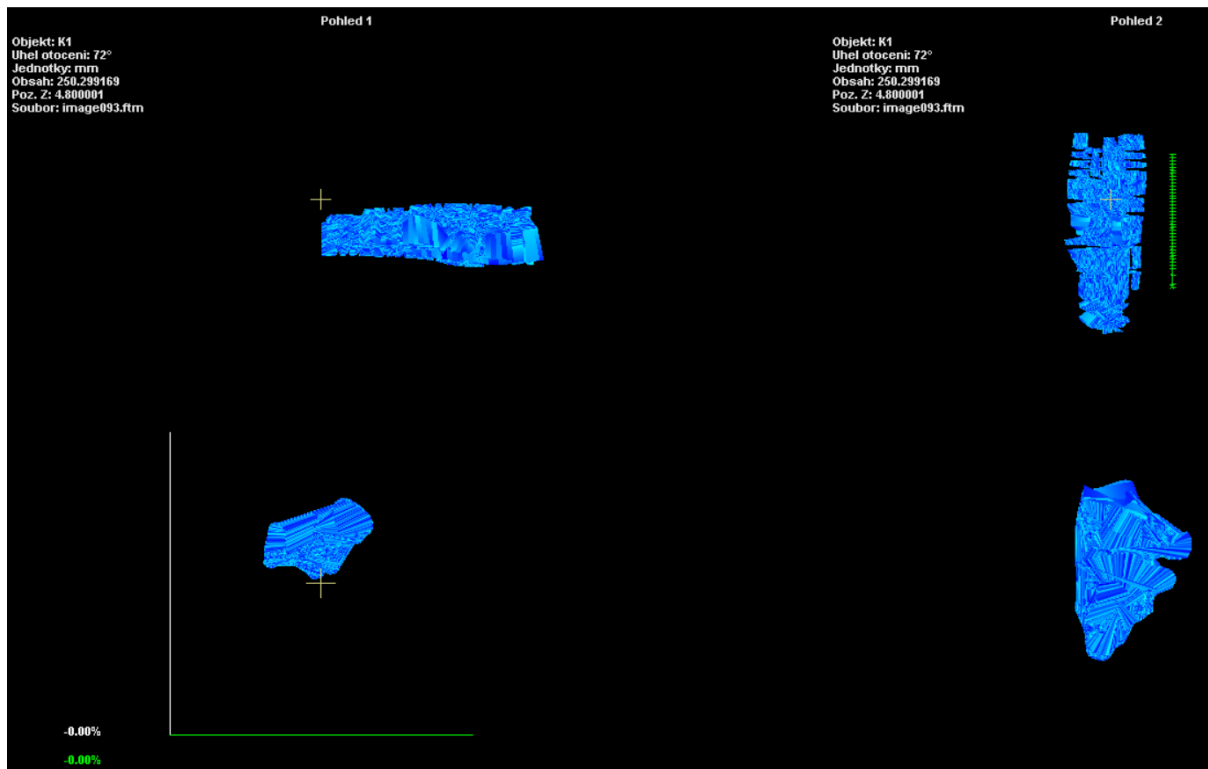
Polygony 1–5 jsou jednotlivé klínové dutiny, které se postupně větví. Začínají ze dvou dutinek a postupně se z nich stává až 5 klínových dutin.



Obrázek 68: Závislost objemu klínové dutiny na její délce

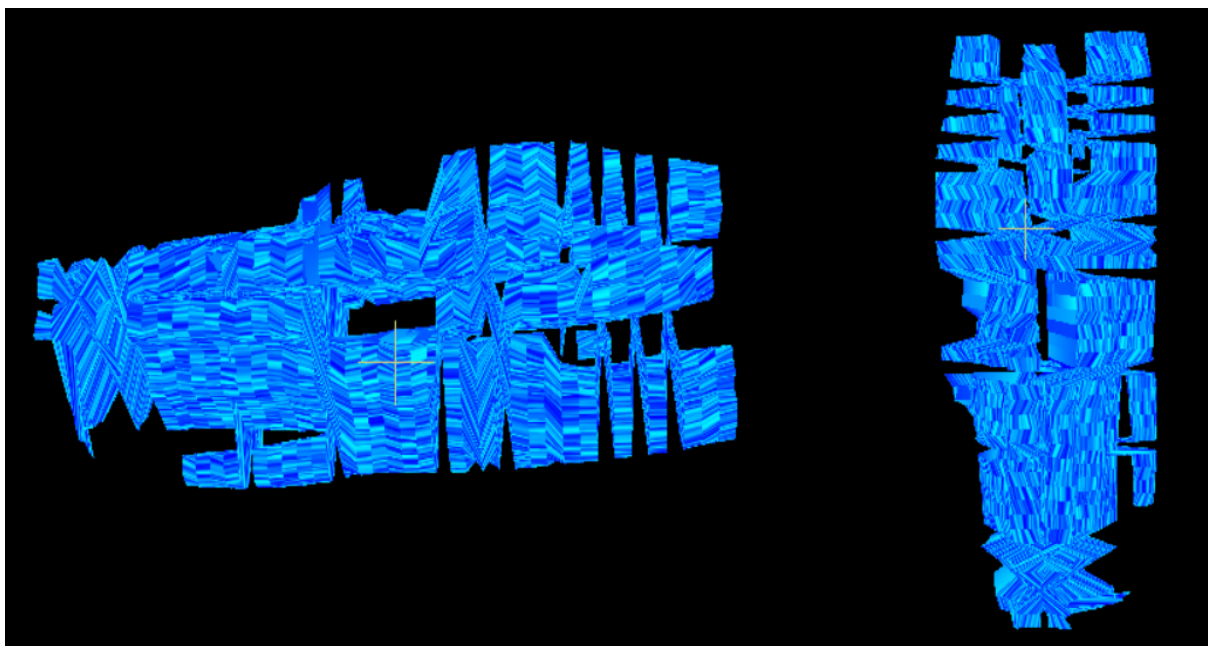
3D model klínové dutiny ve čtyřech rovinách (pohledech):

Klínové dutiny vykazují velkou variabilitu tvarů v průběhu jejich celkového objemu. Kvůli tomu vypadá 3D model neuceleně.



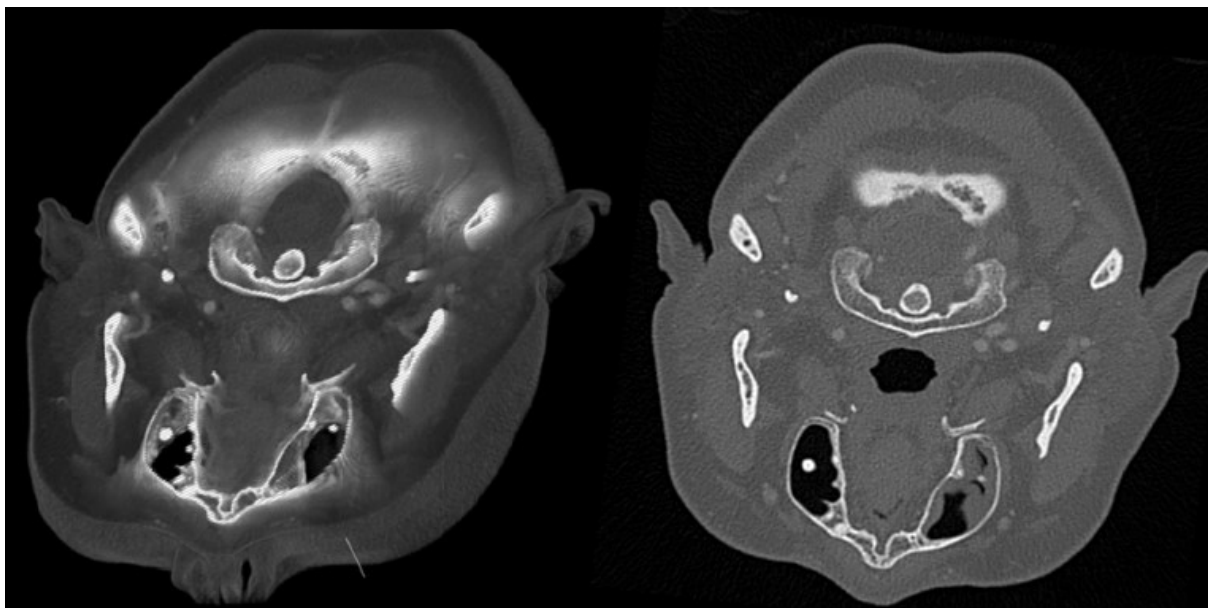
Obrázek 69: 3D zobrazení klínové dutiny ve čtyřech pohledech

3D model klínové dutiny:



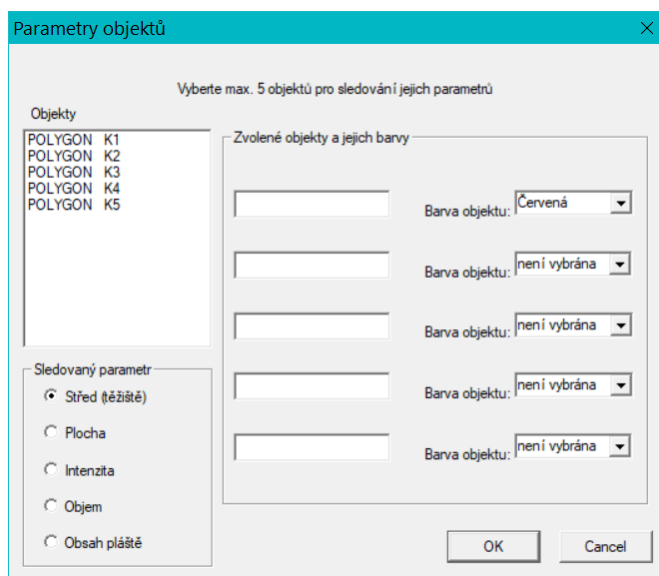
Obrázek 70: Celý 3D model klínové dutiny (vlevo) a kolmo na dutinu (vpravo)

Výstupem jednotlivých transversálních řezů snímků CT může být i voxelová grafika. Ta reprezentuje 2D snímek ve 3D pomocí voxelů (Obrázek 68). Voxel, na rozdíl od pixelu obsahuje ještě třetí rozměr osy Z.



Obrázek 71: Výstup voxelového obrazu (vlevo) a jeden transversální řez (vpravo)“

Další vykreslení čichových a čelních dutin bohužel nebylo možné, a to kvůli početnému obsahu dutinek. Systém FOTOM 2008 Plus umožňuje práci pouze s pěti objekty najednou (Obrázek 72).



Obrázek 72: Práce s objekty v systému FOTOM 2008 Plus

8 Statistika

Tato část práce zabývá návrhem metodiky statistického setření pro plánovanou volumetrickou studii vedlejších nosních dutin. Znalost přítomnosti a vývoje vedlejších dutin nosních u dětí má zásadní význam pro klinickou praxi nejen v otorinolaryngologii. Většina údajů v dostupné literatuře vychází z historických volumetrických studií prováděných na lebkách [30]. S rozvojem a významným zlepšením dostupnosti zobrazovacích metod je v dnešní době možné daleko detailněji posoudit anatomii PND a zároveň změřit jejich objem. I přes vzrůstající počet indikací k CT vyšetřením hlavy, ve všech věkových skupinách bylo prozatím obdobných studií provedeno relativně málo. Cílem této studie je posoudit přítomnost a vývoj objemu vedlejších nosních dutin u vzorku populace českých dětí od narození do dovršených 18 let věku a dále u dospělých od 19 do 30 let věku.

Popisná statistika

Při statistickém zkoumání jsou zájmové hromadné jevy a procesy, u kterých zkoumáme zákonitosti, které se projevují u velkého počtu prvků. Prvky zkoumání nazýváme statistické jednotky. Sledujeme vlastnosti statistických jednotek, které nazýváme statistické znaky nebo stručněji veličiny (*variable*). Souhrn znaků a veličin tvoří data. Při zkoumání používáme dva základní druhy statistiky, popisnou statistiku (*describe statistics*) a interferenční statistiku. Popisná statistika zjišťuje a sumarizuje informace, zpracovává jeve formě grafů a tabulek a vypočítává jejich číselné charakteristiky jako průměr, rozptyl percentily, rozpětí apod. Interferenční statistika činí závěry na základě dat získaných z šetření provedených pro vybraný soubor respondentů. Analyzuje tyto závěry a predikuje z nich závěr pro celý soubor. [31]

- **Medián**

Značený \tilde{x} nebo $Med(x)$, jež dělí řadu vzestupně seřazených výsledků na dvě stejně početné poloviny. Pro nalezení mediánu daného souboru stačí hodnoty seřadit podle velikosti a vzít hodnotu, která se nalézá uprostřed seznamu. Pokud má soubor sudý počet prvků, obvykle se za medián označuje aritmetický průměr hodnot na místech $n/2$ a $n/2 + 1$. [32]

$$\tilde{x} = \frac{n + 1}{2} \quad (30)$$

kde: \tilde{x} ...je medián

n ...je počet prvků statistického souboru

medián je ukazatelem střední hodnoty

[32]

- **Aritmetický průměr**

Řadí se mezi nejpoužívanější míry polohy. Průměry představují průměrnou nebo typickou hodnotu výběrového souboru. Aritmetický průměr je nejznámější pro kvantitativní proměnnou. [33]

Jeho hodnotu získáme pomocí vztahu:

$$\bar{x} = \frac{\sum_{i=1}^n x_i}{n} \quad (31)$$

kde: \bar{x} ...aritmetický průměr

x ...jednotlivé hodnoty proměnné,

n ...rozsah výběrového souboru (počet hodnot proměnné)

[33]

- **Rozptyl**

Udává míru variability kolem středné hodnoty.

$$\sigma^2 = \frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}{n} \quad (33)$$

kde: σ^2 ...je rozptyl

n ...počet prvků statistického souboru

x_i ...prvek statistického souboru o indexu i

\bar{x} ...aritmetický průměr

[34]

- **Směrodatná odchylka**

udává, jak se od sebe navzájem liší typické případy v souboru zkoumaných čísel, jinými slovy, jak moc jsou hodnoty rozptýleny či odchýleny od průměru zkoumaných hodnot.

$$\sigma = \sqrt{\sigma^2} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}{n}} \quad (34)$$

kde: σ ...je směrodatná odchylka

n ...počet prvků statistického souboru

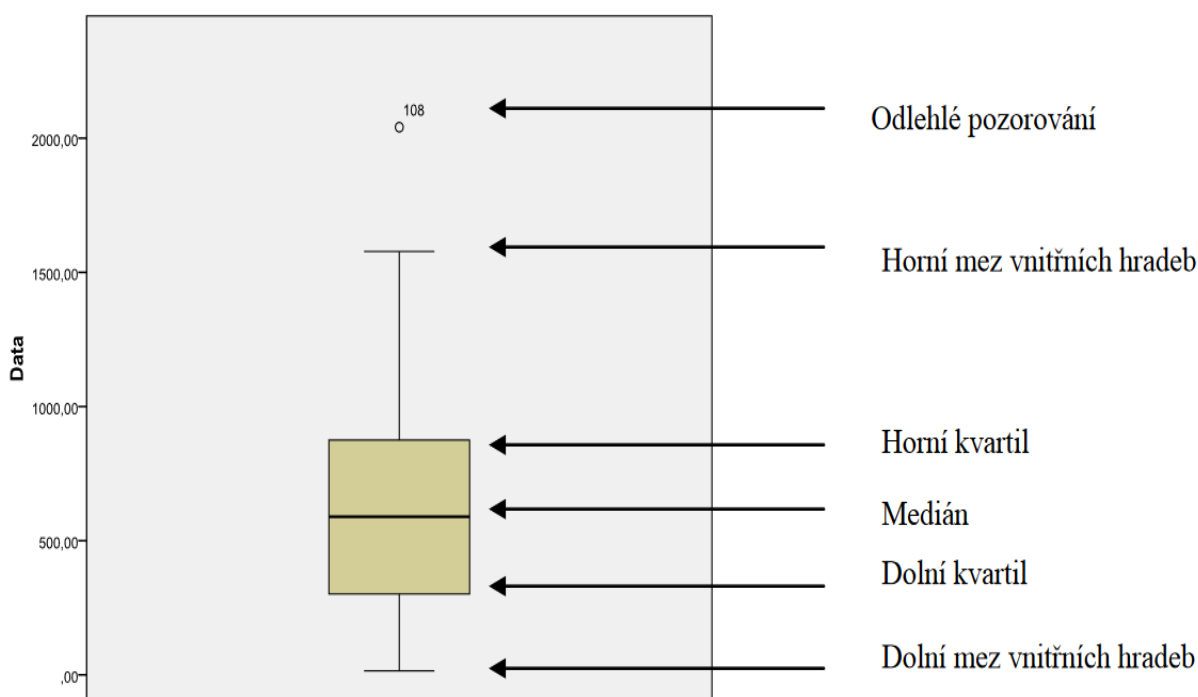
x_i ...prvek statistického souboru o indexu i

\bar{x} ...aritmetický průměr

[34]

- **Krabicový graf (box plot)**

Krabicový graf poskytuje v jednom obrázku informaci o maximální a minimální hodnotě v souboru naměřených hodnot, o mediánu, horním a dolním kvartilu daného souboru. Dolní a horní strana obdélníku odpovídá dolnímu a hornímu kvartilu. Vodorovná čára uvnitř tohoto obdélníku odpovídá mediánu. Uvedené tři vodorovné úsečky tedy dělí soubor naměřených a podle velikosti uspořádaných hodnot na čtyři zhruba stejně početné části. Výška krabice se nazývá mezikvartilové rozpětí. Dolní konec fousu odpovídá nejmenší hodnotě ze souboru. Obdobně je to u horního fousu. Mimo fousy (pod nimi a nad nimi) se znázorňují body, odpovídající případným tzv. odlehlým hodnotám. [35]



Obrázek 73: Krabicový graf (box plot) [18]

Cíl

Cílem volumetrické studie je analýza vývoje vedlejších dutin pomocí měření objemu jednotlivých dutin na výpočetní tomografii s vysokým rozlišením (HRCT) u dětí od narození do dovršených 18 let věku a dospělých od 19 do 30 let. Znalost vývoje paranasálních dutin má klinický význam zejména pro diagnostiku a léčbu rinosinusitidy a jejích komplikací u dětí a dospělých. Věk je nastaven tak, aby pokryl věkové rozmezí od začátku až do úplného vývoje vedlejších dutin.

Metodika

- **Indikace a kontraindikace zařazení do studie**

Do studie bude zařazeno náhodně vybraných 180 pacientů ve věku 0-18 let a 12 pacientů ve věku 19-30 let, u kterých bylo provedeno HRCT vyšetření z jiné indikace, než je onemocnění nosu a paranasálních dutin (např. úraz hlavy, kontuze lbi, bolest hlavy). Ze studie budou vyřazeny děti a dospělí s patologiemi splanchnokrania a kraniosynostóziemi.

- **Provedení studie**

HRCT vyšetření jsou prováděny na přístroji Somatom Definition AS 64, Siemens, Germany Celkem 300 (180 dětí, 120 dospělých) náhodně vybraných pacientů s HRCT hlavy bude rozděleno do skupin podle věku po roce. V každé věkové skupině vždy 10 pacientů. Budou hodnoceny vedlejší nosní dutiny. Čelistní oboustranně, tzn. od každého pacienta bude získáno 5 naměřených hodnot. Výsledky budou zpracovány pomocí statistické analýzy. Při provedení bude použit systém FOTOM 2008 Plus a vytvořený module pro tuto volumetrickou studii.

Tabulka 5: Rozdělení četnosti v zastoupení skupin a počtu pacientů ve studii

Skupina	Absolutní četnost	Relativní četnost (%)
Děti	180	60
Dospělí	120	40
Celkem	300	100

Závěr

Cílem práce bylo vytvoření modulu pro segmentace vedlejších nosních dutin pomocí aktivních kontur, který zastupuje manuální metodu a zefektivní tak práci lékařům při volumetrických studiích. Ve světě jsou tyto manuální metody postupně nahrazovány těmi poloautomatickými.

Při vyšetření vedlejších nosních dutin využívají lékaři několik druhů nastavení výpočetní tomografie (CT), které jsou voleny s ohledem na danou indikaci. Z tohoto důvodu bylo nutné učinit analýzu snímků a vybrat tak ty nejvhodnější pro další zpracování. Jednalo se o klasické vyšetření a vyšetření *CarotidAngio* s kernelovým filtrem H30f a H60f pomocí CT. Při nastavení klasického módu CT nebylo možné rozpoznat jednotlivé struktury dutin (zejména u čichových sklepů) a někdy ani dutinu samotnou. Toto nastavení se jevilo jako zcela nepoužitelné. Zbylé dvě možnosti nastavení v módu *CarotidAngio* byly o poznání lepší. Zde už bylo možné rozeznat jednotlivé dutiny a také jejich struktury. Při testování těchto dvou filtrů vykazoval lepší vlastností u aktivních kontur kernelový filtr s parametrem H60f. Ten byl také vybrán.

Tyto snímky z CT jsou v nemocnicích ukládány ve formátu DICOM, což je mezinárodní datový standard pro přenos medicínských snímků. Proto musel být opatřen ještě převod do jiných obrazových formátů. O tento převod se stará vytvořený podprogram *DICOM_převodník*, který tuto modalitu umožňuje.

Vytvořený modul využívá k segmentaci geometrické aktivní kontury. Tento druh byl zvolen díky tomu, že umožňuje segmentovat více objektů na jednom snímku. Toho se využívá zejména při segmentaci čichových dutin, kdy je potřeba segmentovat až 18 čichových sklepů. Ty patří mezi nejkomplikovanější. Dále klínové dutiny, které se ze začátku skládají ze dvou dutinek a postupně se dělí na více jednotlivých dutin. Taktéž i čelní dutiny jsou složeny z několika menších dutinek.

Po načtení série snímků a výběru určitého typu dutiny pomocí funkce ROI je dále uživatelem umístěna inicializační křivky kontury. Od tohoto okamžiku je pak metoda zcela automatická. Po dokončení cyklu aktivních kontur je provedena ještě dodatečná filtrace z důvodů přítomnosti artefaktů. U čelistních dutin vznikaly artefakty v oblasti horní čelisti, kde se objevovaly kořeny zubů a také v části, kde čelistní dutiny vyúsťují. U čichových dutin byla problémová oblast v okolí hřbetu nosu. Klínové dutiny jsou kvůli svému umístění obklopeny všemi ostatními dutinami. Ty při výběru oblasti zájmu zasahovaly do segmentace. U čelních dutin vznikaly artefakty na okraji lebky.

Navrhovaná metoda nemohla být vytvořena jako plně automatická z důvodu velké variability anatomie vedlejších nosních dutin. Všechny typy dutin nejsou totiž obsaženy na všech snímcích. Vždy zde bude nutnost zásahu obsluhujícího lékaře, který bude muset provést načtení určité sekvence snímků, na kterých se dané dutiny nachází a dále zacílit na zkoumanou dutinu. Ze zpětné vazby od lékařů je zde určitý pokrok v daném odvětví. Ti již nemusí využívat manuální segmentaci, u které bylo nutné vyznačovat dutiny ručně pomocí bodů, a to snímek po snímku. To značně ztěžovalo a prodlužovalo celkový čas segmentace. Při řešení této diplomové práce byla nutná i velmi blízká spolupráce a komunikace s lékaři.

Jak již bylo řečeno, v modulu jsou využívány aktivní kontury pro segmentaci vedlejších dutin nosních. V budoucnu by modul mohl pracovat také na jiných principech. Ve světě se začínají objevovat metody neuronových sítí a fuzzy logiky. Další metoda by mohla využívat určitých tříd, do kterých by

se řadily jednotlivé tvary dutin. Takový princip využívá watershed metoda. Pokud by se nadále využívaly aktivní kontury, viděl bych jako velké plus, kdyby se počítal objem jednotlivých dutin přímo v navrhovaném modulu. Docházelo by zde i k vykreslování grafů těchto objemů. Případně i k samotnému 3D modelování. Pro výpočet objemů v modulu je již předpřipraven výstup aktivních kontur v binárním obraze.

Statistická část byla řešena z pohledu návrhu metodiky pro současné a budoucí statistické šetření. Tento návrh řešení bude použit při výzkumu plánované volumetrické studie a byl vytvořen ve spolupráci se samotnými lékaři a statistikem. Vycházelo i z článků, které se podobným tématem zabývají.

Zdroje

- [1] TINGELHOFF, K, A. I. MORAL a M. E. KUNKEL. Comparison between Manual and Semi-automatic Segmentation of Nasal Cavity and Paranasal Sinuses from CT Images [online]. Francie: IEEE, 2007 [cit. 2018-09-13]. DOI: 10.1109/IEMBS.2007.4353592. Dostupné z: <https://ieeexplore.ieee.org/document/4353592>
- [2] XIONG, Kun, Takahiro KITAMURA a Yutaro IWAMOTO. Semi-Automatic Segmentation of Paranasal Sinus from CT images Using Fully Convolutional Networks [online]. Japonsko: IEEE, 2018 [cit. 2018-09-13]. DOI: 10.1109/GCCE.2018.8574753. Dostupné z: <https://ieeexplore.ieee.org/document/8574753>
- [3] PASSERA, K, P POTEPAN a E SETTI. A Fuzzy-C-Means Clustering Algorithm for a Volumetric Analysis of Paranasal Sinus and Nasal Cavity Cancers [online]. New York: IEEE, 2006 [cit. 2018-09-20]. DOI: 10.1109/IEMBS.2006.260334. Dostupné z: <https://ieeexplore.ieee.org/document/4462447>
- [4] GIACOMINI, G, Pavan ALM a Altemani JMC. Computed tomography-based volumetric tool for standardized measurement of the maxillary sinus. [online]. Israel: Oded Cohen, 2016 [cit. 2018-10-06]. DOI: 10.1371/journal.pone.0190770. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/29304130>
- [5] CHEROBIN, G, R VOEGELS a E GEBRIM. Sensitivity of nasal airflow variables computed via computational fluid dynamics to the computed tomography segmentation threshold. [online]. United States: Worcester Polytechnic Institute, 2017 [cit. 2018-12-26]. DOI: 10.1371/journal.pone.0207178. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/30444909>
- [6] NATSHEH, Abdel, Prasad PONNAPALLI a Nader ANANI. Neural Networks-Based Tool for Diagnosis of Paranasal Sinuses Conditions [online]. Anglie, 2010 [cit. 2018-10-20]. DOI: 10.1371/journal.pone.0207178. Dostupné z: <https://ieeexplore.ieee.org/document/5580314>
- [7] S, Pirner, Tingelhoff K a Wagner I. CT-based manual segmentation and evaluation of paranasal sinuses [online]. 2008 [cit. 2018-10-22]. DOI: <https://doi.org/10.1007/s00405-008-0777-7>. ISSN 1434-4726. Dostupné z: <https://link.springer.com/article/10.1007%2Fs00405-008-0777-7>
- [8] NAŇKA, Ondřej a Miloslava ELIŠKOVÁ. Přehled anatomie. 2. dopl. Praha: Galén, 2009. ISBN 978-80-7262-612-0.
- [9] DYLEVSKÝ, Ivan a Petr JEŽEK. Základy funkční anatomie člověka. Palestra [online]. [cit. 2018-11-08]. Dostupné z: <http://vos.palestra.cz/skripta/anatomie/9a2a2.htm>
- [10] HAPUGODA, Sachintha a Maxime ST-AMANT. *Radiology Reference Article* [online]. [cit. 2019-03-25]. Dostupné z: <https://radiopaedia.org/articles/paranasal-sinuses?lang=us>
- [11] Orientace na lidském těle: Základní roviny [online]. [cit. 2019-03-21]. Dostupné z: <https://fl.lf3.cuni.cz/studijni/Premedical%20course/Studijn%C3%AD%20materi%C3%A1ly/Biologie/Orientace%20na%20lidsk%C3%A9m%20t%C4%9Ble.pdf>

- [12] Výpočetní tomografie. Wikiskripta [online]. [cit. 2019-01-12]. Dostupné z: https://www.wikiskripta.eu/w/V%C3%BDpo%C4%8Detn%C3%AD_tomografie
- [13] HRAZDINA, Ivo a Vojtěch MORNSTEIN. Lékařská biofyzika a přístrojová technika. Brno: Neptun, 2001. ISBN 80-902896-1-4.
- [14] RANALLO, Frank. CT Protocol Optimization over the Range of CT Scanner Types: Recommendations & Misconceptions [online]. In: . University of Wisconsin – School of Medicine & Public Health, 2013 [cit. 2019-03-12]. Dostupné z: <http://amos3.aapm.org/abstracts/pdf/77-22652-312436-91821.pdf>
- [15] Dicomstandard [online]. [cit. 2019-03-25]. Dostupné z: <https://www.dicomstandard.org/about/>
- [16] PILNÝ, Milan. Systémy PACS z hlediska databázových informačních systémů. SystemOnline [online]. [cit. 2019-03-12]. Dostupné z: <https://www.systemonline.cz/it-pro-verejny-sektor-a-zdravotnictvi/systemy-pacs-z-hlediska-databazovych-systemu.htm>
- [17] BELANEC, Michal. Vývoj a rozšíření nástrojů pro úpravu medicínských snímků v prostředí MATLAB za účelem následného vyhodnocení zájmových objektů. Ostrava, 2012. Diplomová práce. Vysoká škola báňská – Technická univerzita Ostrava. Vedoucí práce Lačezar Ličev.
- [18] PENHAKER, Marek a Jan KUBÍČEK. Matematické modelování dat pro vědecké účely. Opava: Slezská univerzita v Opavě, 2014. ISBN 978-80-7248-942-8.
- [18] Humusoft: MATLAB [online]. [cit. 2019-02-26]. Dostupné z: <https://www.humusoft.cz/matlab/details/>
- [19] SEIDLOVÁ, Andrea. *Vývoj a rozšíření nástrojů pro úpravu medicínských snímků v prostředí Matlab za účelem následného vyhodnocení zájmových objektů při onkologickém onemocnění dutiny břišní*. Ostrava, 2014. Diplomová práce. Vysoká škola báňská – Technická univerzita Ostrava. Vedoucí práce Lačezar Ličev.
- [20] LIČEV, Lačezar. Analýza, modelování, rozpoznávání a vizualizace procesu měření objektů na snímcích. 1. vydání. Brno: Computer Press, 2010, 125 s. ISBN 978-80-251-3296-8.
- [21] VŠETIČKA, Václav. Diferenciální filtry pro obrazová data [online]. Brno, 2010 [cit. 2019-03-02]. Dostupné z: https://www.vutbr.cz/www_base/zav_prace_soubor_verejne.php?file_id=31349 Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně.
- [22] HAVRÁNEK, Petr. Optimalizace procesu rozpoznávání textu pomocí Vision Builder [online]. Plzeň, 2012 [cit. 2019-03-02]. Dostupné z: https://otik.uk.zcu.cz/bitstream/11025/2362/1/DP_Havranek.pdf Diplomová práce. Západočeská univerzita v Plzni.
- [23] VÁCLAVÍK, Jan. Interpolace obrazů. Brno, 2010. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně. Vedoucí práce Radim Kolář.
- [24] VICIANOVÁ, Veronika. Extrakce objektů z medicínských obrazů na základě metody aktivních kontur. Ostrava, 2017. Bakalářská práce. Vysoká škola báňská – Technická univerzita Ostrava. Vedoucí práce Ing. Jan Kubíček.

- [25] Writeopinions [online]. 2004 [cit. 2019-03-18]. Dostupné z: <http://www.writeopinions.com/region-of-interest>
- [26] TOMEČEK, Jan. *Analýza medicínských snímků za účelem rekonstrukce objektu na snímku k následnému zpracování*. Ostrava, 2013. Diplomová práce. Vysoká škola báňská – Technická univerzita Ostrava. Vedoucí práce Lačezar Ličev.
- [27] KASS, Michael, Andrew WITKIN a Demetri TERZOPOULOS. Snakes: Active contour models. *International Journal of Computer Vision* [online]. 1988 [cit. 2019-04-02]. DOI: <https://doi.org/10.1007/BF00133570>. ISSN 0920-5691. Dostupné z: <https://link.springer.com/article/10.1007%2FBF00133570>
- [28] VESE, Luminita A.; CHAN, Tony F. A multiphase level set framework for image segmentation using the Mumford and Shah model. *International journal of computer vision*, 2002, 50.3: 271-293.
- [29] HYBÁŠEK, I. *Otorinolaryngologická propedeutika. Ušní, nosní a krční lékařství*. Praha: Galén, 1999, s. 17-18.
- [30] PRŮCHA, Ladislav. Popisná statistika. Wikipedia [online]. Praha: ČVUT [cit. 2019-04-08]. Dostupné z: <https://math.feld.cvut.cz/prucha/mstp/7pu.pdf>
- [31] Medián. Wikipedia [online]. [cit. 2019-04-08]. Dostupné z: <https://cs.wikipedia.org/wiki/Medi%C3%A1n>
- [32] LITSCHMANNOVÁ, Martina. Úvod do statistiky: Aritmetický průměr [online]. Ostrava, 2011 [cit. 2019-04-10]. Dostupné z: http://mi21.vsb.cz/sites/mi21.vsb.cz/files/unit/uvod_do_statistiky.pdf
- [33] PAVLÍK, J. *Aplikovaná statistika*. 1 vyd. Praha: VŠCHT Praha, 2015. ISBN 80-7080-569-2.
- [34] Wikipedie: Střední hodnota [online]. [cit. 2019-04-10]. Dostupné z: https://cs.wikipedia.org/wiki/St%C5%99edn%C3%AD_hodnota
- [34] VACHTOVÁ, Jitka. *Statistika. : Rozptyl a směrodatná odchylka* [online]. 2019 [cit. 2019-04-19]. Dostupné z: <http://www.ekovyp.cz/smerodatna-odchylka>
- [35] LITSCHMANNOVÁ, Martina. Průzkumová analýza jednorozměrných dat [online]. 2011 [cit. 2019-04-15]. Dostupné z: http://gisak.vsb.cz/pan/source/data/skolenia/eda/Pruzkumova_analyza_dat.pdf

Obrázky

- [1] TINGELHOFF, K, A. I. MORAL a M. E. KUNKEL. *Comparison between Manual and Semi-automatic Segmentation of Nasal Cavity and Paranasal Sinuses from CT Images* [online]. Francie: IEEE, 2007 [cit. 2018-12-25]. DOI: 10.1109/IEMBS.2007.4353592. Dostupné z: <https://ieeexplore.ieee.org/document/4353592>
- [2] XIONG, Kun, Takahiro KITAMURA a Yutaro IWAMOTO. *Semi-Automatic Segmentation of Paranasal Sinus from CT images Using Fully Convolutional Networks* [online]. Japonsko: IEEE, 2018 [cit. 2018-12-25]. DOI: 10.1109/GCCE.2018.8574753. Dostupné z: <https://ieeexplore.ieee.org/document/8574753>
- [3] *Semantic Segmentation using Fully Convolutional Neural Networks* [online]. 2017 [cit. 2018-12-25]. Dostupné z: <https://medium.com/@wilburdes/semantic-segmentation-using-fully-convolutional-neural-networks-86e45336f99b>
- [4] PASSERA, K, P POTEPAK a E SETTI. *A Fuzzy-C-Means Clustering Algorithm for a Volumetric Analysis of Paranasal Sinus and Nasal Cavity Cancers* [online]. New York: IEEE, 2006 [cit. 2018-12-25]. DOI: 10.1109/IEMBS.2006.260334. Dostupné z: <https://ieeexplore.ieee.org/document/4462447>
- [5] GIACOMINI, G, Pavan ALM a Altemani JMC. Computed tomography-based volumetric tool for standardized measurement of the maxillary sinus. [online]. Israel: Oded Cohen, 2016 [cit. 2018-12-26]. DOI: 10.1371/journal.pone.0190770. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/29304130>
- [6] CHEROBIN, G, R VOEGELS a E GEBRIM. Sensitivity of nasal airflow variables computed via computational fluid dynamics to the computed tomography segmentation threshold. [online]. United States: Worcester Polytechnic Institute, 2017 [cit. 2018-12-26]. DOI: 10.1371/journal.pone.0207178. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/30444909>
- [7] NATSHEH, Abdel, Prasad PONNAPALLI a Nader ANANI. Neural Networks-Based Tool for Diagnosis of Paranasal Sinuses Conditions [online]. Anglie, 2010 [cit. 2018-12-26]. DOI: 10.1371/journal.pone.0207178. Dostupné z: <https://ieeexplore.ieee.org/document/5580314>
- [8] S, Pirner, Tingelhoff K a Wagner I. CT-based manual segmentation and evaluation of paranasal sinuses [online]. 2008 [cit. 2018-12-26]. DOI: <https://doi.org/10.1007/s00405-008-0777-7>. ISSN 1434-4726. Dostupné z: <https://link.springer.com/article/10.1007%2Fs00405-008-0777-7>
- [9] NETTER, Frank. Netterův anatomický atlas člověka. CPress, 2016. ISBN 978-80-264-1176-5.
- [10] Základní směry lidského těla. [Http://moodle.ics.muni.cz](http://moodle.ics.muni.cz) [online]. [cit. 2019-03-21]. Dostupné z: <http://moodle.ics.muni.cz/moodle-site/mod/book/tool/print/index.php?id=6825>
- [11] CENDELÍNOVÁ, Jana. Radiační zátěž pacienta při CT navigovaných biopsiích a drenážích [online]. Brno, 2014 [cit. 2019-03-26]. Dostupné z: https://is.muni.cz/th/et2y9/Radiacni_zatez_pacienta_pri_CT_navigovanych_biopsiich_a_drenazich_Cendelinova.pdf Bakalářská práce. Masarykova Univerzita. Vedoucí práce Šárka Bohatá.

- [12] ULLMANN, Vojtěch. Rentgenová tomografie – CT. *Astronuklfyzika* [online]. [cit. 2019-03-30]. Dostupné z: <http://astronuklfyzika.cz/JadRadMetody.htm>
- [13] Humusoft: MATLAB [online]. [cit. 2019-02-26]. Dostupné z: <https://www.humusoft.cz/matlab/details/>
- [14] LIČEV, Lačezar. Analýza, modelování, rozpoznávání a vizualizace procesu měření objektů na snímcích. 1. vydání. Brno: Computer Press, 2010, 125 s. ISBN 978-80-251-3296-8.
- [15] Median Filtering. https://www.southampton.ac.uk/~msn/book/new_demo/median/ [online]. University of Southampton, 2005 [cit. 2019-02-24].
- [16] Writeopinions [online]. 2004 [cit. 2019-03-18]. Dostupné z: <http://www.writeopinions.com/region-of-interest>
- [17] TOMEČEK, Jan. *Analýza medicínských snímků za účelem rekonstrukce objektu na snímku k následnému zpracování*. Ostrava, 2013. Diplomová práce. Vysoká škola báňská – Technická univerzita Ostrava. Vedoucí práce Lačezar Ličev.
- [18] LITSCHMANNOVÁ, Martina. Průzkumová analýza jednorozměrných dat [online]. 2011 [cit. 2019-04-15]. Dostupné z: http://gisak.vsb.cz/pan/source/data/skolenia/eda/Pruzkumova_analyza_dat.pdf

Přílohy

Příloha 1: Uživatelská příručka_BAL0152.....	I
Příloha 2: Programátorská příručka_BAL0152.....	I
Příloha 3: Kód_MATLAB_BAL0152.....	I
Příloha 4: Fotom_plus_exe_BAL0152.....	I
Příloha 5: DICOM_Prevodnik_exe_BAL0152	I
Příloha 6: MyAppInstaller_web.exe.....	I
Příloha 7: Medicínské snímky.....	I
Příloha 8: FTM_Maxillaris_P.....	I
Příloha 9: FTM_Maxillaris_L.....	I
Příloha 10: FTM_Ethmoidales.....	I